

**Die Krümmungsradien der brechenden Trennflächen
der Linse im optischen Schnitt der Spaltlampenfotografie
am lebenden Auge**

vorgelegt von
Herfried Gattermann
aus Schlag (Sudetenland)



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546303_0007

Aus der Augenklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. E. Schreck

DIE KRÜMMUNGSRADIEN DER BRECHENDEN TRENNFLÄCHEN
DER LINSE IM OPTISCHEN SCHNITT DER SPALT Lampen-
FOTOGRAFIE AM LEBENDEN AUGE

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich - Alexander - Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt
von
Herfried Gattermann
aus
Schlag (Sudetenland)

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg.



Dekan: Prof. Dr. A. Kröncke
Referent: Prof. Dr. R. Siebeck
Korreferent: Prof. Dr. E. Schreck
Tag der mündlichen Prüfung: 18. 2. 1969

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Schrifttum	2
Eigene Versuche	9
Gerätebeschreibung	9
Aufnahmedaten	14
Technik der Versuchsdurchführung	14
Konstanthaltung des optischen Schnittes	14
Scharfeinstellung der Linse im optischen Schnitt	18
Auswertung der Fotos	19
Versuchsergebnisse	21
Besprechung der Ergebnisse	34
Zusammenfassung	40
Literaturverzeichnis	41

E i n l e i t u n g

Seit 1619 Scheiner entdeckte, daß die menschliche Linse bei der Akkommodation ihre Wölbung ändert, war es immer wieder das Ziel der Forscher, diese Änderung quantitativ zu erfassen.

Während man früher die Wölbungsänderung der Linse mit Hilfe von Spiegelbildern der entsprechenden Krümmungsflächen berechnete, ist es heute durch die Entwicklung der Spaltlampe möglich geworden, diese Änderung direkt zu beobachten und zu messen.

Eine Lichtquelle wird durch Linsen und geeignete spaltförmige Blenden so im menschlichen Auge abgebildet, daß durch den Tyndall-Effekt ein optischer Schnitt sichtbar wird, auf dem Hornhaut und Linse deutlich zu sehen sind und ihre Krümmungsradien gemessen werden können.

Die folgenden Untersuchungen beschäftigen sich mit dem Verhalten der Trennflächen der brechenden Medien der menschlichen Linse bei Akkommodation. Hierbei ist hauptsächlich die Veränderung der verschiedenen Krümmungsradien der Linse von Interesse und erst in zweiter Linie die axiale Verschiebung der einzelnen Linsenpunkte.

S c h r i f t t u m

Bereits 1619 entdeckte Scheiner, daß das Scharfsehen des menschlichen Auges auf verschiedene Entfernung allein durch die Linse bewirkt wird. Er fand schon damals, daß der Akkommodationsvorgang auf einer Wölbungsänderung der Linse beruht.

Hueck fand 1841, daß sich bei der Akkommodation nicht nur die Linse stärker krümmt, sondern daß sie dabei gleichzeitig etwas nach vorne wandert.

Die ersten quantitativen Untersuchungen über die Gestaltsveränderung der menschlichen Linse erbrachten Langenbeck 1849 und Cramer 1851. Davon unabhängig kamen 1853 Helmholtz und 1860 Knapp zu ähnlichen Ergebnissen. Diese vier Forscher berechneten die Krümmungsradien von Hornhaut und Linse mit Hilfe der von Purkinje und Sanson beschriebenen Spiegelbildchen.

Der bekannteste dieser eben genannten vier Autoren ist zweifellos Helmholtz (8), der an Hand dieser Spiegelbilder mit Hilfe eines komplizierten Rechenvorgangs die Wölbungsänderung von Linsenvorder- und Linsen hinterfläche bei Akkommodation bestimmte.

H. kam dabei zu dem Ergebnis, daß diese Wölbungsänderung vorwiegend die Vorderfläche betrifft, während die Linsen hinterfläche bei Akkommodation ihren Krümmungsradius nur unwesentlich ändert. Diese Verformung der Linse führt H. auf die Elastizität der Kapselmembrane zurück. Als Grund für die geringe Wölbungsänderung der Hinterfläche führt H. an, daß die Abplattung der Linse davon abhängt, ob der Zonulafaserzug mehr die vordere oder hintere Linsenfläche treffe. Nach H. greifen fast alle Fasern am peripheren Rand der vorderen Kapselhälfte an. Wörtlich schreibt er: "Gleichzeitig erfolgt durch die Abplattung eine Verschiebung des Zentrums der Linse nach hinten. An der hinteren Fläche wird der größte Teil der Abplattung, den die radiale Spannung hervorbringen könnte, durch die Durchbiegung wieder aufgehoben." "Auch die Verschiebung nach vorne, welche die Hinterfläche durch die Verkürzung der Linsenachse erleiden sollte, wird durch die beschriebene Durchbiegung wieder aufgehoben."

H. berechnete in diesem Zusammenhang, daß sich die Spiegelbildchen auch dann verschieben, wenn sich die Linse nur der Hornhaut nähert, ohne ihre Wölbung zu ändern. Er kam jedoch zu dem Ergebnis, daß diese Änderung unbedeutend ist gegenüber der tatsächlich gemessenen Änderung.

Gullstrand (6) bestätigte zwar im großen und ganzen die Ergebnisse von Helmholtz, ergänzte sie jedoch dahingehend, daß er den Begriff des "Inneren Akkommodationsmechanismus" prägte.

G. war nämlich der Ansicht, daß die Brechkraftzunahme der Linse bei Akkommodation nicht allein durch ihre Formänderung zu erklären sei. Die Verkleinerung der Krümmungsradien, die ja nach G. fast ausschließlich die Linsenvorderfläche betrifft, bewirke nur eine Erhöhung der Brechkraft um etwa 50 Prozent,

während die andere Hälfte durch den "Inneren Akkommodationsmechanismus" bedingt sei. In seinem Nobelvortrag erläuterte Gullstrand (7) 1911 diesen Vorgang durch stärkere Wölbungsänderung der zentralen kleineren Isoindizialflächen. "Dieser Vorgang besteht darin, daß die in der Äquatorial-ebene liegenden Linsenteilchen sich bei der Akkommodation in axipetaler Richtung um so mehr verschieben, je näher sie der Achse gelegen sind; ferner darin, daß sich die Anheftungsstelle der Zonula an der vorderen Linsenfläche bei der Akkommodation in axipetaler Richtung bewegt. Dazu kommt, daß die Verschiebung der Linsenteilchen längs verschiedener Radien in verschiedenem Betrage stattfindet."

Tab. 1. Die Normalwerte des menschlichen Auges im entakkommodierten und im akkommodierten Zustand nach Gullstrand.

<u>Ort</u>	Akkommodationsruhe	maximale Akkommodation
vordere Hornhautfläche	0	0
hintere Hornhautfläche	0,5	0,5
vordere Linsenfläche	3,6	3,2
vordere Fläche der äquivalenten Kernlinse	4,146	3,8725
hintere Fläche der äquivalenten Kernlinse	6,565	6,5275
hintere Linsenfläche	7,2	7,2
<u>Krümmungsradien</u>		
vordere Hornhautfläche	7,7	7,7
hintere Hornhautfläche	6,8	6,8
vordere Linsenfläche	10,0	5,33
vordere Fläche der äquivalenten Kernlinse	7,9	2,655
hintere Fläche der äquivalenten Kernlinse	- 5,76	- 2,655
hintere Linsenfläche	- 6,0	- 5,33
<u>Brechkraft</u>		
Hornhaut	43,05	43,05
Linsensystem	19,11	33,06
Vollsystem	58,64	70,57

Eine Bestätigung und gleichzeitig eine Erweiterung erfuhren die Theorien von Helmholtz und Gullstrand durch Hess (9). Auch er meint: "Die akkommodative Wölbungsänderung der hinteren Linsenfläche ist unbedeutend, jedenfalls viel geringer, als die der vorderen."

Hess ergänzte die beiden vorher genannten Autoren durch die Beschreibung der von ihm gemachten Beobachtung, daß auf Grund der Erschlaffung der Zonula bei Akkommodation die Linse etwa 0,25 bis 0,3 mm der Schwerkraft folgend nach unten sinkt und außerdem durch die Lockerung der Linsenaufhängung bei kleinen zuckenden Augenbewegungen etwas hin und her schlottert.

Nicolai (13) gelangt ebenfalls zu ähnlichen Ergebnissen, nur vergrößert sich seiner Meinung nach die vordere Augenkammer bei Akkommodation in ihrem peripheren Bereich wesentlich mehr.

Auch Tscherning (17) und Schön kommen in bezug auf die quantitative Änderung der Linsenkrümmungsradien in etwa zu den gleichen Werten wie Helmholtz, nur nehmen sie einen etwas anderen Akkommodationsmechanismus an.

Wie aus der folgenden Tabelle zu ersehen ist, sind durchaus nicht alle Forscher wie Helmholtz der Ansicht, daß sich bei der Akkommodation die Wölbung der Linsenhinterfläche überhaupt nicht ändert, bzw. nur unwesentlich, wie Gullstrand meint.

Tab. 2. Das Verhalten des Krümmungsradius der Linsenhinterfläche bei Akkommodation nach Auffassung verschiedener Autoren.
Entnommen aus (9) S. 242.

	Fernpunkt- einstellung	Nahpunkt- einstellung
v. Helmholtz:	5,83 5,13 5,37	5,83 5,13 5,37
Knapp:	5,3546 5,4867 6,9012 6,4988	4,6585 4,9536 5,6098 5,0855
Adamück und Woinow:	6,0635 6,2156 7,6008 6,5331	4,6941 5,0001 6,3792 5,6293
Mandelstamm und Schöler:	6,4088 6,331	5,0494 5,664
Reich:	6,5875 5,5373 6,2229	4,9872 4,5825 5,1976
Woinow:	6,2480	4,9714

Somit ergibt sich bei den einzelnen Autoren folgende prozentuale Änderung des Krümmungsradius der Linsenhinterfläche: v. Helmholtz: 0%, also keine Wölbungsänderung; Knapp: 13%, 10%, 18,7%, 21,8%; Adamück und Woinow: 22,8%, 19,5%, 16%, 13,9%; Mandelstamm und Schöler: 11,2%, 10,5%; Reich: 24,3%, 17%, 16,5%; Woinow: 10,4%.

Adamück und Woinow (1) bestimmten die Krümmungsradien mittels Ophthalmometer und verwandten dieselben dioptrischen Formeln wie Helmholtz. Sie schreiben: "wir erlauben uns, nur kurz hinzuzufügen, daß die hintere Linsenfläche sich bei denjenigen der von uns untersuchten Augen, welche eine engere Pupille hatten, relativ zur vorderen Fläche mehr wölbte als bei anderen." "Aus den Messungen von Helmholtz und Knapp folgt, daß die hintere Linsenfläche bei Akkommodation ihre Krümmung so ändert, daß ihre Wölbung um $\frac{1}{12}$ größer wird. Aus unseren Untersuchungen folgt aber, daß diese Vergrößerung der Wölbung selbst $\frac{1}{5}$ übersteigt."

Mandelstamm und Schöler (10) nahmen ihre Messungen ohne Ophthalmometer mittels der Spiegelbilder einer Gaslampenflamme vor. Die Umrechnung erfolgte hier ähnlich wie bei Helmholtz. Sie meinen: "Es dürfte keinem Zweifel unterliegen, dass

1. Ortsveränderungen der hinteren Linsenfläche bei Accommodation stattfinden und dass
2. diese hierbei nicht bloss in einem Vorrücken, sondern auch in einem Zurückweichen dieser Fläche sich manifestieren können."

Colenbrander (3) versuchte, einen Zusammenhang zwischen der Brechkraft der Linse und dem jeweiligen Akkommodationszustand zu finden, was ihm jedoch nicht gelang.

Ähnliche Untersuchungen führte auch Mütze (12) durch, der für die verschiedenen Akkommodationszustände von 0 bis 10 dptr den Krümmungsradius der Linsenvorderfläche im zentralen, am stärksten gewölbten Bereich bestimmte.

Tab. 3. Krümmung der Linsenvorderfläche in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand nach Mütze.
Entnommen aus (12) S. 58.

19 jähr. R. A.	Hyp. 1 dptr	14 jähr. R. A.	Hyp. 1 dptr
Akkommodation in dptr	Radius der VFL. in mm	Akkommodation in dptr	Radius der VFL. in mm
1	11,62	1	12,0
2	10,58	3	10,06
2,5	9,90	4	9,2
3,5	9,19	5	8,5
5,0	8,50	6	7,6
6,0	7,80	8	6,2
7,0	7,55	9	5,5
9,0	6,90	10	5,0

Das bedeutet also nach Mütze eine Änderung des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche um 40,6% bei der 19 jährigen und um 58,4% bei der 14 jährigen Versuchsperson. Die Akkommodationsbreite betrug dabei 8 bzw. 9 dptr.

1930 gelang es Thiel, mit Hilfe der Spaltlampe einen optischen Schnitt durch das menschliche Auge zu fotografieren. Er arbeitete mit einer Spaltbreite von 0,15 bis 1,5 mm bei einer Belichtungszeit von 1/50 bis 1/25 sec.

Mit einer verbesserten Methode konnte Goldmann (5) 1940 scharfe Spaltbilder erzielen, auf denen sich auch lichtschwache Einzelheiten erkennen ließen.

Während man bisher bei der Bestimmung der Krümmungsradien mit Hilfe der Spiegelbildchen den Radius indirekt bestimmte, war es nun möglich, die entsprechenden Trennflächen direkt sichtbar darzustellen. Auf der Fotografie konnten nun sämtliche meßbaren Wölbungen der Linse ausgewertet werden. Außerdem konnte das gefundene Ergebnis zu jeder Zeit nachkontrolliert werden, während das Ausmessen vorher nur während des Versuches erfolgen konnte.

Mit Hilfe dieser neuen Methode führte Fincham (4) Messungen bei verschiedenen Akkommodationszuständen in einem zentralen Bereich der Linsenvorderfläche von etwa 3 mm Durchmesser durch. Allerdings beschränkte sich F. darauf, lediglich die Linsenvorderfläche quantitativ auszumessen.

Die Dicke der Linse ändert sich nach F. bei Akkommodation von 1 auf 9 dptr in dem einen Fall um 0,58 mm, im anderen Fall um 0,36 mm, also ähnlich wie bei Helmholtz. Der Krümmungsradius der Linsen hinterfläche nimmt bei F. im Fall 1 von 5,18 auf 5,05 mm, also um 0,13 mm oder 2,5 %, im Fall 2 von 5,74 auf 4,87 mm, also um 0,87 mm oder 15,2 % ab.

1966 gelang es Niesel (14), mit Hilfe des Scheimpflug-schen Prinzips, den ganzen optischen Schnitt scharf abzubilden. Hierbei schneiden sich Objektebene, Objektivebene und Bildebene in einer Linie. Das hat zwangsläufig zur Folge, daß die Bildebene, also der Film, schräg zur Objektivebene zu liegen kommt. Die dabei auftretende Verzerrung des Bildes muß durch entsprechende Entzerrung wieder beseitigt werden. Allerdings verwandte N. seine Methode nicht zur Bestimmung von Wölbungsänderungen der Linse bei Akkommodation, sondern, um pathologische Linsenveränderungen festzustellen und zu fotografieren.

Bekanntlich ist die menschliche Linse kein homogener Körper, sondern durch ihre Zwiebelschalenstruktur nimmt der Brechungsindex von außen nach innen zu. Das geschieht jedoch nicht kontinuierlich, sondern sprunghaft, und diese plötzliche Änderung des Brechungsindex tritt im optischen Schnitt sichtbar in Erscheinung.

Siebeck (16) erklärt diese Zwiebelschalenstruktur durch die Entwicklungsgeschichte der Linse, die ein epitheliales Gebilde darstellt, entstanden aus der Abschnürung einer Ektodermeinstülpung in die fetale Augenbecherspalte. Wörtlich schreibt er: "Während aber die allgemeine Wachstumsrichtung epithelialer Gebilde zentrifugal ist, indem die sich im Keimzentrum bildenden Epithelzellen mit zunehmendem Alter nach außen wandern und dort nach allmählicher Verhornung schließlich abgestoßen werden, wächst die Linse in umgekehrter Rich-

tung: Die jüngsten Epithelien finden sich stets an ihrer Oberfläche; sie drängen die alternden Zellen immer mehr nach der Mitte zusammen; die hier zwangsläufig erfolgende Volumenzunahme wird durch Wasserentzug in den innersten Schichten ausgeglichen, d. h., die ältesten Kernschichten scharumfen im Laufe der Entwicklung immer mehr zusammen. Auf diese Weise erhält die Linse einen zwiebelschalenartigen Aufbau."

Über die innere Linsenstruktur schreibt S.: "Wir deuteten bereits oben an, daß das Wachstum der Linse die ältesten Linsenteile unter Wasserentzug im Kerngebiet zusammengedrängt. Es besteht also in der Linse ein Wasserkonzentrationsgefälle von der Peripherie zum Zentrum hin, oder, was gleichbedeutend ist, ein Konzentrationsgefälle an Trockensubstanz vom Kern zur Peripherie hin. Diesem Konzentrationsgefälle entspricht eine Abnahme der optischen Dichte vom Kern zur Peripherie, d. h. der Kern besitzt den höchsten Brechungsindex, die Peripherie den niedrigsten. In der jugendlichen Linse ist dieses Gefälle weitgehend kontinuierlich, mit zunehmendem Alter werden die Schichten mit verschiedenen Brechungsindices durch die Diskontinuitätszonen schärfer gegeneinander abgesetzt."

Da sich diese Arbeit an die Nomenklatur von Vogt (18) hält, seien dessen Bezeichnungen der einzelnen Linsenzonen in der folgenden Abbildung angegeben.

Abb. 1. Die menschliche Linse schematisiert im optischen Schnitt. Bezeichnungen nach Vogt.



- | | |
|-----------------|----------------------------------|
| K | Vorderkapselfläche |
| A | vordere Abspaltungszone |
| Al | vordere Alterskernzone |
| S | (nicht konstant) |
| E ₁ | vordere äußere Embryonalkernzone |
| E ₂ | vordere innere Embryonalkernzone |
| Z | zentrales Intervall |
| E' ₂ | hintere innere Embryonalkernzone |
| E' ₁ | hintere äußere Embryonalkernzone |
| S' | (nicht konstant) |
| Al' | hintere Alterskernzone |
| A' | hintere Abspaltungszone |
| K' | Hinterkapselfläche |

Nach V. sind die inneren Embryonalkerne ab 6. bis 7. Monat nach Abbau der Tunika vaskulosa sichtbar. Die äußeren Embryonalkerne kann man bereits beim Neugeborenen sehen, während die Alterskerne erst zum Zeitpunkt der Pubertät in Erscheinung treten. Mit zunehmendem Alter werden diese einzelnen Zonen immer lichtstärker, besonders die beiden hinteren Embryonalkerne.

Vogt verwandte zur Erweiterung der Pupille Homatropin und Cocain oder nur Cocain. Diese Mittel bewirken jedoch gleichzeitig neben der Pupillenerweiterung eine starke Einschränkung der Akkommodationsfähigkeit.

Aus der modernen Literatur sei noch Meier (11) zitiert. Sie gibt drei Methoden an, mit deren Hilfe man quantitativ Aufschluß über die Linsenveränderungen bei der Akkommodation erhalten kann:

1. Untersuchung der im entakkommodierten oder akkommodierten Zustand durch Alkohol, Formalin oder Kälte fixierten Linse.
2. Messung an der Spaltlampe
Das stellt nach M. jedoch die ungenaueste Methode dar.
3. Bestimmung der Krümmungsradien durch Berechnung mittels der Purkinje - Sansonschen Spiegelbildchen.

M. kommt auf Grund von Betrachtung und Gegenüberstellung verschiedener Forscher zu dem Ergebnis, daß sich bei der Naeinstellung der Linse im wesentlichen nur die Wölbung der Vorderfläche verstärkt.

E i g e n e V e r s u c h e

Gerätebeschreibung

Bei allen Versuchen wurde die mit einer Zeiss-Contarex-Kleinbildkamera gekoppelte Spaltlampe Nr. 15470 der Firma Zeiss benutzt. (Siehe Abb. 2.)

Obwohl Vogt (18) bei einer Änderung des Beleuchtungswinkels um 5° noch keine merklichen Veränderungen der Krümmungsradien feststellen konnte, kam es bei den folgenden Versuchen darauf an, sowohl Beleuchtungs- als auch Beobachtungsrichtung mit größtmöglicher Genauigkeit konstant zu halten.

Bauer (2) konnte zeigen, daß bereits Winkeländerungen von Werten unter 1° auf den Fotografien deutlich feststellbar sind.

An der Spaltlampe befindet sich zwar eine Skala, die jedoch lediglich den Winkel zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung angibt; mit dieser Skala ist es aber nicht möglich, den Winkel zu bestimmen, den jede dieser beiden eben genannten Richtungen mit der durch das

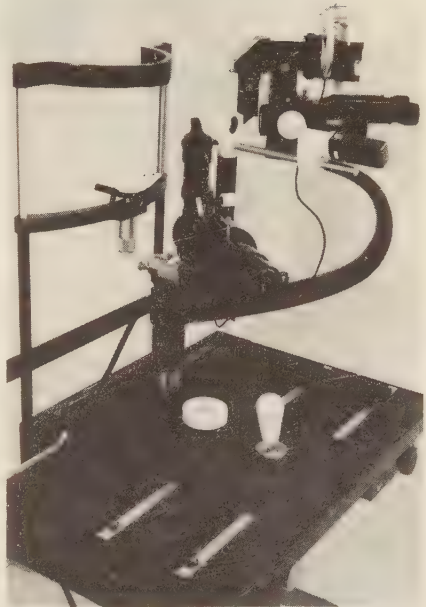


Abb. 2. Die bei den Versuchen benutzte Spaltlampe von Zeiss.



Abb. 3.

Zusatzpfeil mit Skala.

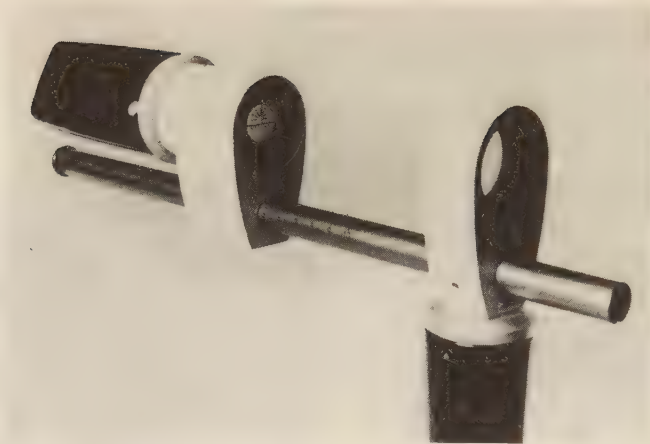


Abb. 4 a. Das bei den Versuchen verwandte Handoptometer



Abb. 4 b.
Handoptometer mit Stativ

Handoptometer nach Schöber festgelegten optischen Achse des Auges der Versuchsperson bildet. Zu diesem Zweck wurde am Fuß der gemeinsamen Säule von Beleuchtungs- und Beobachtungsarm der Spaltlampe ein selbstgefertigter 10 cm langer Pfeil mit dazugehöriger Skala angebracht. Damit konnte der Winkel zwischen der optischen Achse des untersuchten Auges und der Beobachtungsrichtung direkt abgelesen werden. Da der Winkel zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung mit Hilfe der bereits erwähnten serienmäßig vorhandenen Skala bestimmt und auch fixiert werden kann, ließ sich aus den beiden letztgenannten Winkeln auch der Winkel zwischen der durch das Handoptometer vorgegebenen optischen Achse des Auges und der Beleuchtungsrichtung ebenfalls leicht ermitteln. Die angebrachte Zusatzskala war so geeicht, daß der Zeiger bei der von uns verwandten Beobachtungsrichtung von 30° auf 0 stand.

Um die Akkommodation quantitativ dosieren zu können und um gleichzeitig die Blickrichtung des zu untersuchenden Auges während der Versuche konstant zu halten, war an der Spaltlampe noch das schon kurz erwähnte Handoptometer nach Schöber der Firma Rodenstock angebracht. Mit einem speziell angefertigten verstellbaren Stativ war es in die Bohröffnung im Sockel von Beleuchtungs- und Beobachtungsarm eingesteckt. Das Handoptometer wurde in Augenhöhe so justiert, daß der eine Brennpunkt seiner Linse in die Pupille des Auges der Versuchsperson zu liegen kam. Bei dieser Stellung war es außerdem so, daß der Winkel zwischen der optischen Achse des Handoptometers und damit auch der Blickrichtung des untersuchten Auges und der Beleuchtungsrichtung zufälligerweise genau dann 30° betrug, wenn das Gerät dem Beleuchtungsarm der Spaltlampe eng anlag.

Das Handoptometer besteht aus einer Linse von 12,5 dptr und einer von einem Batteriebirnchen beleuchteten Scheibe mit Fadenkreuz und Optotypen (Zahlen und Buchstaben) in verschiedener Größe. Diese Scheibe ist in Richtung der optischen Achse verschieblich, wobei der Abstand zwischen Linse und Scheibe bereits in Dioptrien geeicht ist. Die Versuchsperson fixiert lediglich die Optotypen durch die Linse von 12,5 dptr und akkommodiert automatisch auf die jeweils eingestellte Dioptrienzahl, wenn Zahlen und Buchstaben scharf gelesen werden können.

Schöber (15) erklärt das von ihm entwickelte Handoptometer folgendermaßen: "Die Arbeitsweise entspricht der auch in der technischen Optik geübten und schon bei anderen ophthalmologischen Geräten erfolgreich benutzten Methode, den Refraktionswert durch Veränderung des Objektabstandes (Test) festzustellen. Als Test dienen die Snellensche Strahlenfigur (Bestimmung der astigmatischen Achse und Betrag des Zylinderzusatzes) sowie eine Reihe von Optotypen (Ziffern und Buchstaben) in drei verschiedenen Größen."

Das Gerät arbeitet nach dem Prinzip des telezentrischen Strahlenganges, den Siebeck (16) folgendermaßen definiert: "Die Abbildung des Projektionszentrums gibt die Möglichkeit, die 'natürliche' Perspektive aufzuheben oder umzukehren. Unter 'natürlicher' Perspektive verstehen wir dabei die Perspektive, wie sie durch einfache Zentralprojektion vermittelt wird und wie sie praktisch auch im menschlichen Auge verwirklicht ist. Auch beim Photoapparat, bei dem Ein- und Austrittspupille innerhalb des abbildenden Systems gelegen sind und nicht weit von der realen Aperturblende entfernt sind, wird eine natürliche Perspektive vermittelt." "Man kann die Aperturblende aber auch so legen, daß sie in den einen Brennpunkt eines Linsensystems (bzw. einer Linse) zu liegen kommt. Dann liegt, falls die Aperturblende auf der Bildseite angenommen wird, das dingseitige Projektionszentrum im Unendlichen, man hat also eine Parallelstrahlenprojektion durchgeführt und damit die bei der 'natürlichen' Zentralperspektive auftretende Verkleinerung ferner Gegenstände aufgehoben. Man bezeichnet diese Art der Projektion als telezentrische Perspektive."

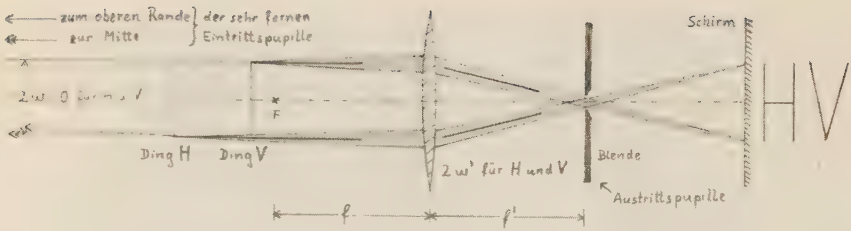


Abb. 5. Telezentrischer Strahlengang
Entnommen aus (16) S. 107.

"Versuchsanordnung. Zwei leuchtende Mattglasfenster stehen in verschiedenem Abstand von der Linse. Das eine Fenster befindet sich in Wirklichkeit etwas vor, das andere etwas hinter der Zeichenebene, das eine trägt ein H, das andere ein V. Die Linse hat einen großen Durchmesser, doch benutzen wir eine enge Blende und schlanke Lichtbündel. Infolgedessen erscheinen beide Fenster auf dem Bildschirm rechts nebeneinander gleich scharf. Die Aufstellung bleibt ungeändert, lediglich die Blende wird längs der Linsenachse verschoben.

Abb. 5. Die Blende wird in den bildseitigen Brennpunkt F' geschoben. Dadurch wird das dingseitige Projektionszentrum (die Mitte der Eintrittspupille) links ins Unendliche verlegt, die beiden Bilder von H und V werden auf der Mattscheibe gleich groß. Telezentrischer Strahlengang."

Das bedeutet in unserem Fall, daß die Pupille des zu untersuchenden Auges in den Focus der Linse des Schoberschen Handoptometers zu liegen kommt.

Der jeweilige Refraktionswert dieses Auges wird also auf der linearen Skala des Handoptometers durch verschiedene Entfernung der beleuchteten Objektscheibe von der Linse ausgedrückt.

Da bei höheren Refraktionswerten auf Grund der zu stark verengten Pupille der hintere Linsenbereich im Spaltlampenmikroskop und damit auch auf den Fotografien nicht mehr sichtbar war, mußte ein Mydriatikum gefunden werden, das zwar die Pupille genügend erweitert, ohne jedoch die Akkommodation wesentlich einzuschränken. Von allen in Vorversuchen ausprobierten Mitteln erwies sich Veritol von Knoll als das geeignetste Mydriatikum, da es ein Maximum an pupillomotorischer Wirkung mit einem Minimum an Ciliarmuskelschwächung verbindet.

Für die Untersuchung der Linse im entakkommodierten Zustand wäre an sich jedes stärker wirkende Mydriatikum zu verwenden, nicht jedoch bei maximaler Akkommodation, die ja durch die anderen erprobten Medikamente zu sehr eingeschränkt war.

Die von Vogt verwandten Mittel Homatropin und Cocain waren aus den eben genannten Gründen für unsere Versuche nicht zu gebrauchen.

Veritol soll nach Beschreibung die Akkommodationsfähigkeit nicht beeinträchtigen. Die Erweiterung der Pupille soll nach 5 bis 10 Minuten beginnen. Das Maximum wird nach 15 bis 30 Minuten erreicht und hält $1/2$ bis $3/4$ Stunden an.

Durch Messung der Pupillenweite mit dem Pupillometer nach Haab und Bestimmung der Akkommodationsleistung mit Hilfe des Handoptometers nach Schöber kam das aus Abbildung 6 zu entnehmende Ergebnis zustande.

Die Kurven wurden von einer 25-jährigen männlichen Versuchsperson mit einer Akkommodationsbreite von 10,5 dptr gewonnen. Die Weite der Pupille wurde im entakkommodierten Zustand in einem mittelhellen Raum bei Tageslicht bestimmt.

Die Abszisse gibt die Zeit in Minuten an, während die Ordinate gleichzeitig die Refraktionsleistung in Dioptrien und die Weite der Pupille bei 0 dptr in Millimetern angibt. Zum Zeitpunkt 0 wurde ein Tropfen Veritol in das Auge eingeträufelt.

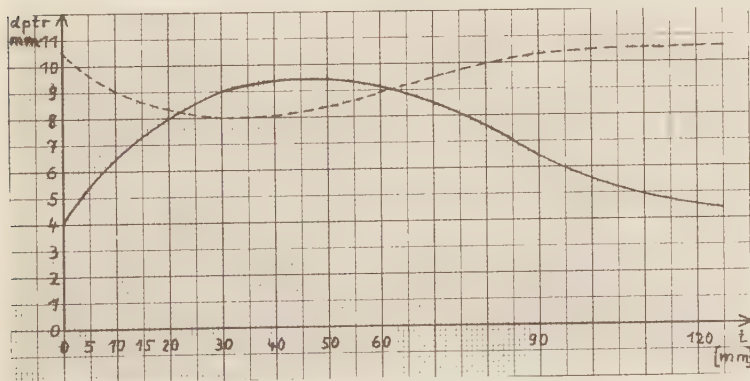


Abb. 6. Verhalten von Pupillenweite und Refraktionsleistung der Linse nach Einträufelung von einem Tropfen Veritol.

----- Akkommodationsleistung in dptr

———— Pupillenweite in mm

Aufnahmedaten

Falls nicht ausdrücklich etwas Anderes angegeben ist, wurden die Fotografien mit den nachstehend aufgeführten Geräten gewonnen:

Spaltlampe Nr. 15470 der Firma Zeiss
Kleinkamera Zeiss Contarex
zur Spaltlampe gehörendes Aufnahmeobjektiv 125/1 x
Elektronenblitzgerät der Firma Metz, Blitzleistung 720 Wsec

Unter folgenden Bedingungen wurden bei vergleichenden Versuchen die besten Ergebnisse erzielt:

Fotoblende 22
Spaltblende 9
Spaltbreite 1/10 mm
Spalthöhe 8mm
Belichtungszeit 1/60 sec
Beleuchtungsrichtung 30°
Beobachtungsrichtung 30°

Film: Kleinbild-Schwarz-Weiß-Film Agfa Isopan
Rekord, Empfindlichkeit 29-32/10 DIN
Entwickler: Tetenal Ultrafin flüssig
Lösung 1 + 5
Entwicklungszeit 20 - 25 min bei 20° C

Technik der Versuchsdurchführung

Konstanthaltung des optischen Schnittes

Niesel (14) schlug vor, den optischen Schnitt durch das menschliche Auge dadurch konstant zu halten, daß das von einer Zusatzlichtquelle stammende Hornhautreflexbild in eine bestimmte Stellung zum optischen Schnittbild gebracht wird.

In unserem Fall erwies sich die von Bauer (2) angegebene Methode als zweckmäßig.

Blickt die Versuchsperson auf die beleuchtete Scheibe des an der Spaltlampe fixierten Handoptometers, so reflektiert die Hornhaut des untersuchten Auges ein etwa 1 bis 2 mm groß erscheinendes, deutlich erkennbares Spiegelbild dieser Scheibe. Dieses Reflexbild ist jedoch nur im Spaltlampenmikroskop zu erkennen, nicht jedoch auf den angefertigten Fotografien.

Der Geräteaufsatz der Spaltlampe wird mit Hilfe des Steuerknüppels so verschoben, daß sich das oben erwähnte Spiegelbild immer an einer ganz bestimmten Stelle des optischen Linsenschnittbildes befindet. Bei unseren Versuchen lag das Reflexbildchen im zentralen Intervall, also zwischen den beiden inneren Embryonalkernzonen.

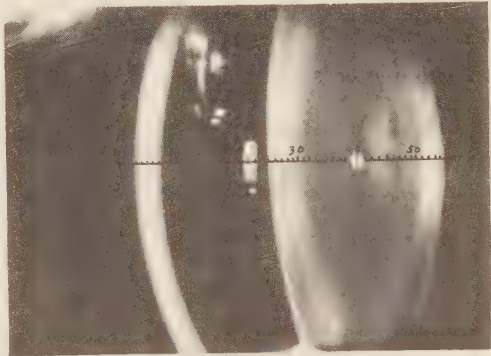
Damit ist wie bei Niesel der optische Schnitt durch die Linse definiert, nur daß bei unseren Versuchen das Hand-

optometer gleichzeitig als Zusatzlichtquelle diene.

Bei der Auswertung der Bilder stört dieses Spiegelbildchen nicht, da es bei der Aufnahme von dem wesentlich lichtstärkeren Elektronenblitz überstrahlt wird und somit auf den Fotografien nicht zu sehen ist.

Abb. 7.

Der optische Schnitt durch das lebende menschliche Auge mit zusätzlich eingezeichnetem Meßokular und Spiegelbildchen, so wie er sich im Spaltlampenmikroskop darstellt. Der Limbus erscheint auf der Fotografie als schwacher heller Streifen etwa 1 cm links vor der Hornhaut.



Da bei ein und demselben Auge bei konstantem Akkommodationszustand mit der Definition der Lage des optischen Schnittes durch die Linse auch der Schnittpunkt des Lichtbündels mit der Cornea bestimmt ist, kann die Konstanthaltung des optischen Schnittes auch objektiv auf der fertigen Fotografie nachkontrolliert werden. Es ist nämlich auf den Bildern der Limbus deutlich zu erkennen. Folglich kann man den Abstand vom Eintritt des Lichtbündels in die Hornhaut bis zum Limbus messen. In unserem Fall wurde jedoch nicht die Eintrittsstelle des Spaltlichtbündels in die Hornhautvorderfläche gewählt, sondern wegen der ungleichen Bildschärfe der Hornhaut bei verschiedenen Einstellungen der Schnittpunkt mit der Mitte der auf den Bildern etwa 5mm stark erscheinenden Cornea.

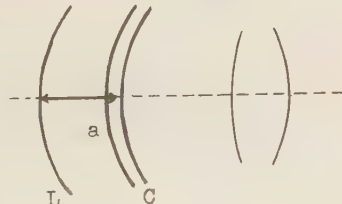
Allerdings entspricht diese auf den Fotos meßbare Entfernung keineswegs dem tatsächlichen Wert, doch kann dieser bei bekannten Versuchsbedingungen leicht berechnet werden.

Der in Abb. 9 dargestellte schematische mediane Horizontalschnitt durch die Hornhaut soll das eben Gesagte veranschaulichen.

Das folgende schematische Spaltlampenbild zeigt, wie der Abstand vom Limbus zur Mitte der Hornhaut auf den Fotografien gemessen werden kann.

Abb. 8. Schematisches Spaltlampenbild

L = Limbus
C = Cornea
a = Abstand Limbus -
Mitte Cornea.



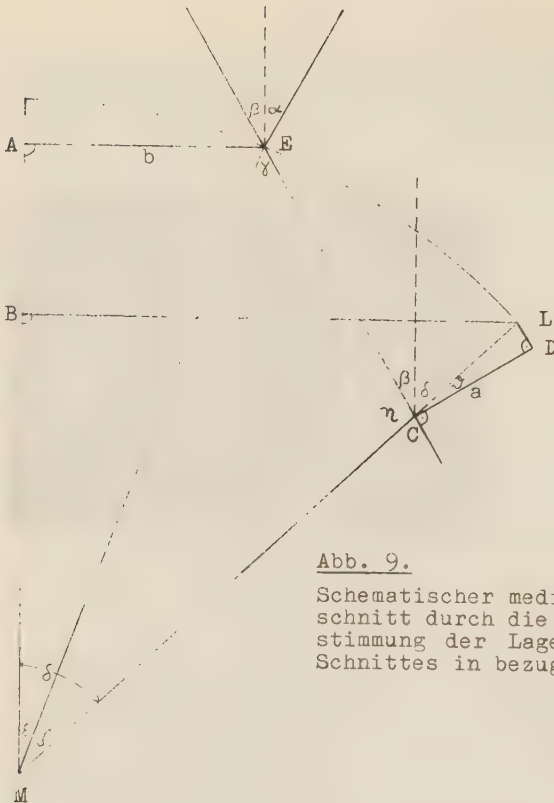


Abb. 9.

Schematischer medianer Horizontal-schnitt durch die Hornhaut zur Bestimmung der Lage des optischen Schnittes in bezug auf die Cornea.

----	optische Achse des untersuchten Auges
∠	rechter Winkel
M	Krümmungsmittelpunkt der Hornhaut
E	Eintritt des Spaltlichtbündels in die Cornea
AE = b	Abstand des Eintrittspunktes vom Hornhautscheitel (also die zu bestimmende Entfernung)
L	Limbus der Cornea

Bekannte Größen:

BL	Abstand Pupillenmitte - Limbus (hier 5,8 mm)
EM = LM = r	Hornhautkrümmungsradius (8,0 mm; mit Ophthalmometer gemessen)
α	Beleuchtungswinkel = 30° (für Rechnung nicht nötig)
β	Beobachtungswinkel = 30°
CD = a	auf Foto meßbare Strecke (Vergl. Abb. 8.)

Es ist $\sin \delta = \frac{BL}{LM}$; hieraus läßt sich δ bestimmen.

Es ist auch $\cos \vartheta = \frac{a}{CL}$; $CL = \frac{a}{\cos \vartheta}$, wobei $\vartheta = 90^\circ - (\beta + \delta)$.

CL kann also berechnet werden.

Nach dem Sinussatz im schiefwinkligen Dreieck ist:

$$\frac{\sin \gamma}{\sin \eta} = \frac{LM - CL}{EM}, \text{ also } \sin \gamma = \frac{r - CL}{r} \cdot \sin \eta.$$

Da aber $\eta = 180^\circ - (\beta + \delta)$ ist, gilt:

$$\sin \gamma = \frac{r - CL}{r} \cdot \sin [180^\circ - (\beta + \delta)] \text{ oder}$$

$$\sin \gamma = \frac{r - CL}{r} \cdot \sin (\beta + \delta), \text{ da } \sin (180^\circ - \alpha) = \sin \alpha.$$

Da auf der rechten Seite alle Größen bestimmbar sind, kann $\sin \gamma$ und damit auch γ berechnet werden.

Es ist auch $\xi = \delta - \gamma$, also $\xi = \delta - [180^\circ - (\gamma + \eta)]$, da nach dem Satz von der Winkelsumme im Dreieck $\gamma = 180^\circ - (\gamma + \eta)$.

Da aber $\eta = 180^\circ - (\beta + \delta)$ ist, gilt:

$$\xi = 180^\circ - [\gamma + 180^\circ - (\beta + \delta)] = 180^\circ - \gamma - 180^\circ + \beta + \delta = \beta + \delta - \gamma.$$

Folglich ist $\xi = \delta - (\beta + \delta - \gamma)$, also $\xi = \gamma - \beta$.

Es ist auch $\sin \xi = \frac{AE}{EM} = \frac{b}{r}$ oder $b = r \sin \xi$.

Damit ist mit Hilfe bekannter Größen die Lage des optischen Schnittes bezüglich der Hornhaut bestimmbar.

Diese Rechnung wurde natürlich nicht bei jeder Fotografie durchgeführt; sie soll lediglich zeigen, daß durch Messung der Strecke a auf den Bildern eine Abweichung der Lage dieses optischen Schnittes nachweisbar ist.

Bei allen Versuchen betrug der Abstand b , d. h. die Entfernung der Durchtrittsstelle des Spaltlichtbündels durch die Cornea vom Hornhautscheitel, gleich 2,74 mm.

Bauer (2) konnte beweisen, daß eine Änderung dieses so definierten optischen Schnittes schon bei geringer Abweichung deutlich feststellbar ist. Wenn sich nämlich der Schnittpunkt (eigentlich Schnittebene) des Lichtbündels mit der Hornhaut um $\pm 0,5$ mm verschiebt, ändert sich der auf dem Foto meßbare Wert a um $+0,3$ mm bzw. um $-0,15$ mm. Bei einer seitlichen Verschiebung des optischen Schnittes um ± 1 mm beträgt die Änderung von a sogar $+0,65$ bzw. $-0,6$ mm.

Die Untersuchungen von B. haben außerdem gezeigt, daß sich der scheinbare Krümmungsradius der Linsenvorderfläche um nur $\pm 0,3$ mm oder 4 % ändert, wenn sich der Punkt E auf der Cornea um $\pm 0,5$ mm verschiebt.

Da die Konstanthaltung des optischen Schnittes nach B. bis auf $\pm 0,03$ mm möglich ist, würde das eine Schwankung der scheinbaren Krümmung der Linsenvorderfläche um $\pm 0,25$ % bedeuten. Dieser Wert liegt aber innerhalb der Fehlergrenze der Meßgenauigkeit.

Es ist also so, daß objektiv eine Veränderung der Lage des optischen Schnittes bereits dann festgestellt werden kann, wenn sich Größe des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche und damit auch Wölbung der anderen Linsenzonen noch nicht merklich ändern.

Eigentlich ist es selbst theoretisch nicht möglich, für verschiedene Akkommodationszustände jeweils den gleichen opti-

schen Schnitt durch die Linse zu reproduzieren, sehr wohl aber durch die Cornea. Dieser optische Schnitt durch die Linse stellt keine einfache Fläche dar, sondern hat wegen des nach dem Zentrum hin zunehmenden Brechungsindices der Linse einen leicht S-förmigen Verlauf. Da sich nun bei der Akkommodation der Verlauf der Diskontinuitätszonen ändert, wird auch die Form dieser Schnittfigur verändert. Das hat nun zur Folge, daß selbst dann, wenn Ort und Einfallswinkel des optischen Schnittes an der Linsenvorderfläche konstant gehalten werden können, die optischen Schnittbilder durch die verschiedenen Linsenzonen ihre Form verändern. Außerdem wandert die Linse bei der Akkommodation etwas nach vorne (und auch nach hinten), wodurch ebenfalls ein anderes Schnittbild entsteht.

Es ändern sich also bei Akkommodation sowohl Schnittwinkel des Lichtbündels mit den einzelnen Linsenzonen als auch Ort und Form dieser Schnittkurven.

An welcher Stelle der Linse diese Abweichung und damit auch die Verzerrung am größten ist, konnte bei den Untersuchungen in dieser Arbeit nicht ermittelt werden.

Bauer hat jedoch in seinem Versuch am Modell gezeigt, daß diese durch die Veränderung von Form und Lage der Linse bei Akkommodation bedingte Verschiebung des optischen Schnittes keinen nennenswerten Einfluß auf Lage und Krümmung von Vorder- und Hinterfläche der Linse hat. Daraus läßt sich folgern, daß für die inneren Linsenzonen ebenfalls ähnliche Verhältnisse gelten.

Scharfeinstellung der Linse im optischen Schnitt

Auf Grund der geringen Schärfentiefe war es nicht möglich, den optischen Schnitt im Spaltlampenmikroskop von vorne bis hinten gleich scharf zu sehen und auch zu fotografieren.

Niesel hat dieses Problem mit Hilfe des Scheimpflug-schen Prinzips gelöst. (Vergl. S. 6) Da dies in unserer Versuchsanordnung nicht möglich war, mußte eine andere Methode gefunden werden, den optischen Schnitt durch die Linse an allen Stellen scharf zu erhalten. Leider gelang es nicht, den ganzen optischen Schnitt gleichzeitig von vorne bis hinten optimal scharf einzustellen. Es mußten daher die verschiedenen Bereiche der Linse nacheinander auf die größtmögliche Schärfe eingestellt und getrennt fotografiert werden. Bei jedem gemessenen Akkommodationszustand wurden daher getrennte Aufnahmen der jeweils scharf gestellten Linsenvorderfläche, der Linsenmitte und der Hinterfläche angefertigt.

Nachdem der optische Schnitt in bezug auf Lage und Winkel exakt eingestellt ist, wird der Geräteaufsatz der Spaltlampe mit Hilfe des Steuerknüppels in Beleuchtungsrichtung verschoben, um alle Bereiche der Linse nacheinander scharf abzubilden. Man kann zu dieser Einstellung auch das aus 90 Teilstrichen bestehende Meßokular des Spaltlampenmikroskops verwenden. Ein bestimmter Teilstrich dieser waagrechten Skala deckt sich mit dem Fadenkreuz des sich in Linsenmitte befindlichen Horn-

hautreflexbildchens der beleuchteten Scheibe des Handortometers, wenn eine bestimmte Stelle des optischen Schnittes scharf eingestellt ist. Bei unseren Versuchen betrugen diese Werte Teilstrich 60 für die Linsenvorderfläche, 40 für die Linsenmitte und 20 für die Hinterfläche der Linse.

Da es in den seltensten Fällen gelang, den Steuerknüppel exakt in Beleuchtungsrichtung zu verschieben, mußte gleichzeitig mit der anderen freien Hand der Geräteaufsatz der Spaltlampe seitlich bewegt werden, damit die Lage des optischen Schnittes erhalten blieb. Auch mußten die unwillkürlich auftretenden leichten Augenbewegungen der Versuchsperson ständig nachkorrigiert werden.

Auswertung der Fotografien

Die Negative der bei den Versuchen aufgenommenen Bilder wurden mittels Kleinbildprojektor ADOX - 800 W mit Nieder-voltlampe 12 V / 100 W auf eine weiße Leinwand projiziert und bei 42-facher Vergrößerung ausgemessen.

Durch diese Vergrößerung entsteht zwar eine gewisse Unschärfe, trotzdem wird im Endeffekt die Genauigkeit größer als beim Auswerten kleinerer Bilder.

Da die Änderung der Krümmungsradien der verschiedenen Linsenzonen bei Akkommodation im zentralen Bereich, also in Bereich der optischen Achse des Auges, am größten ist, kam es in den folgenden Untersuchungen besonders auf diesen zentralen Bereich an. Fincham nennt diesen Bezirk an der Linsenvorder- und Linsen-hinterfläche von etwa 3mm Durchmesser den Lenticonus, da hier die stärkste Wölbung vorliegt.

Es mußte also eine Methode gefunden werden, mit der es möglich ist, Krümmungsradien von Kreisausschnitten, die ja eigentlich durch die Projektion (Beleuchtungsrichtung und Beobachtungsrichtung betragen je 30°) Ausschnitte von Ellipsen darstellen, zu bestimmen.

Gleichzeitige Projektion von Kreisen mit bekannten Radien zusammen mit den auszuwertenden Dias auf die Leinwand und Vergleich des Bildes der Scheiblonen mit dem Kreisausschnitt der zu messenden Linsenzonen erbrachte nicht die gewünschte Genauigkeit, so daß diese Methode wieder fallengelassen wurde. Auch die Konstruktion von entsprechend bekannten und vergrößerten Kreisausschnitten und deren Vergleich mit den auf dieselbe Leinwand projizierten Negativen führte ebenfalls zu ungenauen Ergebnissen.

Die größte Meßgenauigkeit wurde nach unserer Erfahrung mit Hilfe der auf S. 20 beschriebenen Methode erreicht.

Mit einer einfachen Formel gelingt es, aus zwei gemessenen Abständen den Radius des jeweiligen Kreisausschnittes zu berechnen, wie Abb. 10 näher erläutern soll.

Gemessen werden die Sehnenlänge s eines Kreisausschnittes und deren Höhe h im Mittelpunkt. Daraus läßt sich der Krümmungsradius r wie folgt berechnen:

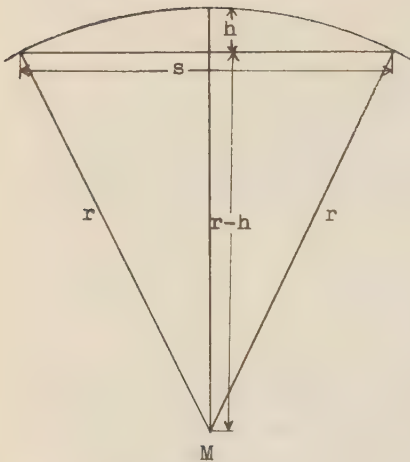


Abb. 10.

Skizze zur Berechnung von Krümmungsradien aus Kreisabschnitten.

Nach dem pythagoreischen Lehrsatz ist:

$$(r - h)^2 + \left(\frac{s}{2}\right)^2 = r^2 \quad \text{oder}$$

$$r^2 - 2rh + h^2 + \frac{s^2}{4} = r^2$$

$$h^2 + \frac{s^2}{4} = 2rh$$

$$r = \frac{h}{2} + \frac{s^2}{8h} = \frac{4h^2 + s^2}{8h}$$

Wie schon auf S. 19 kurz erwähnt, wird mit dieser Methode streng genommen der Ausschnitt einer Ellipse gemessen. Es verhält sich allerdings so, daß die Sehnenlänge s nur etwas mehr als $\frac{1}{3}$ des entsprechenden Krümmungsradius beträgt. Verbindet man die Endpunkte dieser Sehne mit dem Krümmungsmittelpunkt, so bilden diese beiden Linien im Mittelpunkt M einen Winkel von ungefähr 20 bis 25 Grad miteinander. Das bedeutet also, daß in diesem Bereich auch dann, wenn

die Ellipse wesentlich von der Kreisform abweichen würde, der Näherungskreis der Ellipse ziemlich genau anliegen würde. Man kann also sagen, daß der durch die Abweichung der optischen Schnittfigur der verschiedenen Linsenzonen von der Kreisform entstehende Fehler in unserem Fall kaum ins Gewicht fällt und daher vernachlässigt werden kann.

Es wurden jeweils 12 Messungen von s und h vorgenommen, und zwar betrug s ungefähr $\frac{1}{3}$ der Länge von r. Die Sehnenlänge s wurde möglichst verschieden lang und auch an verschiedenen Stellen des Kreisabschnittes gewählt, jedoch immer im zentralen Bereich der jeweiligen Linsenzone. Schon allein dadurch wird die Ungenauigkeit, die durch die Ellipsenform des auszumessenden Krümmungsabschnittes entstehen könnte, bei der Mittelwertbestimmung und Fehlerrechnung wieder ausgeglichen.

Versuchsergebnisse

Wie schon auf S. 18 erwähnt, wurden nicht sämtliche Teile der Linse gleichzeitig fotografiert, sondern bei jedem Akkommodationszustand wurden je drei Aufnahmen vom vorderen Linsenbereich, drei von der Linsenmitte und drei vom hinteren Bereich gemacht. Von diesen neun Bildern wurden drei ausgewertet, und zwar die äußerlich am besten aussehenden. Die beiden übrigen Aufnahmen von demselben Linsenbereich wurden lediglich zur Sicherheit angefertigt, da es vorkam, daß die Versuchsperson im Moment der Aufnahme blinzelte oder aus sonst irgendeinem Grund die Aufnahme mißlang.

Auf den Bildern, auf denen der vordere Bereich der Linse scharf zu sehen war, wurden die Vorderkapselfläche, die vordere Abspaltungszone und die vordere Alterskernzone ausgemessen. Die Bilder mit scharf eingestellter Linsenmitte dienten der Auswertung von vorderer äußerer und hinterer äußerer Em-

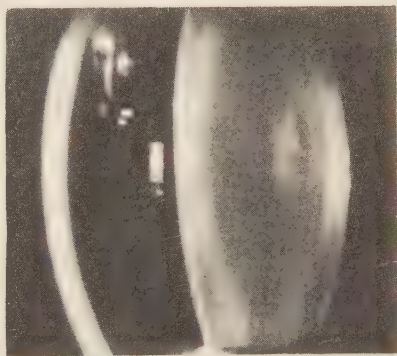
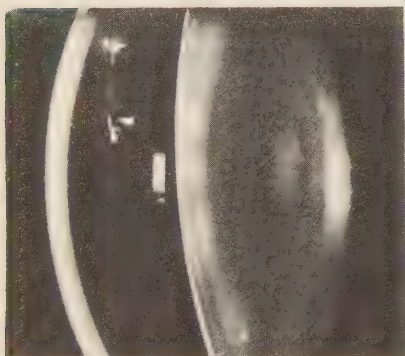


Abb. 11 a - c.

Menschliches Auge im optischen Schnitt.

- a. vorderer Linsenbereich scharf eingestellt
- b. Linsenmitte scharf
- c. hinterer Bereich scharf

jeweils bei demselben Akkommodationszustand (hier 2 dptr)



oryonalkernzone, sowie der hinteren Zone S. Die beiden inneren Embryonalkernzonen waren zwar deutlich zu erkennen, jedoch verliefen ihre Begrenzungen nahezu geradlinig, so daß keine exakte Bestimmung der Krümmungsradien möglich war. Auch die inkonstante vordere Zone S war bei unserer Versuchsanordnung nicht sichtbar.

Übrigens stellte auch Vogt (18) fest, daß die Radien der inneren Embryonalkernzonen größer sind als die der äußeren und daß die Embryonalkerne in der Mitte, also im Bereich der optischen Achse, am dicksten sind, während die übrigen Zonen ihre größte Dicke im peripheren Bereich besitzen. Das konnten wir auch auf unseren Aufnahmen bestätigt finden.

Auf den Bildern mit scharf abgebildetem hinteren Linsenbereich wurden hintere Alterskernzone, hintere Abspaltungszone und Hinterkapselwand ausgelesen. Über die Methode der Auswertung wurde bereits auf S. 19 und 20 berichtet.

An Hand der Bestimmung des Krümmungsradius einer Linsenzone bei einem bestimmten Akkommodationszustand soll demonstriert werden, wie die Fehlerrechnung durchgeführt und die Einzelmessungen zu einem Ergebnis zusammengefaßt wurden.

Der Radius wurde 12 mal mit Hilfe der auf S. 20 aufgeführten Formel berechnet, wobei der am weitesten nach oben und der am weitesten nach unten abweichende Wert (eingeklammert) nicht mit zur Mittelwertbestimmung herangezogen wurden. Von dieser nun aus 10 Werten bestehenden Meßreihe wurde der Mittelwert gebildet, außerdem die mittlere Streuung der Einzelwerte σ und die mittlere Streuung des Mittelwertes $\bar{\sigma}$.

$$\text{Es ist } \sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - M)^2}{n - 1}} \quad \text{und} \quad \bar{\sigma} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

Nach den Gesetzen der Statistik sind zwei Meßreihen dann signifikant verschieden, wenn deren Mittelwerte um mehr als $3\bar{\sigma}$ differieren.

$\bar{\sigma}$ wurde einmal in absoluten Werten bestimmt, um die Signifikanz zweier Meßreihen bei verschiedenem Akkommodationszustand zu beweisen und zum anderen in Prozenten des Mittelwertes, um einen Überblick über die mittlere Streuung des Mittelwertes zu erhalten. Außerdem wurde $\bar{\sigma}$ auch für jeden gemessenen Refraktionswert in Prozent des Mittelwertes des Krümmungsradius im entakkommodierten Zustand bestimmt, um auch bei der Änderung der Wölbung den Fehler bestimmen zu können.

σ sowohl in Prozentangabe als auch als absoluter Wert dient lediglich der Berechnung von $\bar{\sigma}$ und gibt auch einen Überblick über die Streuung der Einzelwerte einer Meßreihe.

Als Beispiel soll hier die Meßreihe des Krümmungsradius der vorderen Kapselzone im entakkommodierten Zustand aufgezeigt werden. Dies stellt auch die erste aufgestellte Meßreihe dar. Gemessen wurde der Innenradius der Vorderkapselzone. (Vergl. Tab. 4.)

Die Fehlerrechnung erfolgte mit den auf der Leinwand gemessenen vergrößerten Krümmungsradien. Die Genauigkeit wurde durch den Rechenschieber bestimmt. Durch Division durch die entsprechende Vergrößerung können Mittelwert, sowie die abso-

luten Werte für σ und $\bar{\sigma}$ auf die normalen Größenverhältnisse umgerechnet werden. σ und $\bar{\sigma}$ in Prozent ausgedrückt bleiben selbstverständlich unverändert.

Die jeweilige Vergrößerung durch die Projektion wurde dadurch bestimmt, daß zu Beginn ein Dia mit einer Skala bekannter Größe auf die Leinwand projiziert und ausgemessen wurde. Aus der tatsächlichen Größe des Maßstabes und der Größe seines Bildes auf der Leinwand wurde die Vergrößerung durch einfache Division ermittelt.

Folgende Abkürzungen und Bezeichnungen, die auch an anderer Stelle aufgeführt sind, sollen hier erläutert werden.

- s Sehnenlänge auf der Leinwand (Vergl. S. 20 Abb. 10.)
h Höhe dieser Sehne im Mittelpunkt (Vergl. Abb. 10.)
r' Größe des Krümmungsradius auf der Leinwand
r scheinbarer Krümmungsradius ($r = r' : \text{Vergrößerung}$)
(scheinbarer Radius deswegen, weil er auf Grund der Aufnahmebedingungen schräg projiziert dargestellt ist)
M Mittelwert einer Meßreihe aus 10 Einzelwerten
x - M Differenz des jeweiligen Einzelwertes x und des Mittelwertes M einer Meßreihe
x - M und $(x - M)^2$ werden zur Berechnung von σ und $\bar{\sigma}$ benötigt.
n Anzahl der Einzelwerte einer Meßreihe
 σ mittlere Streuung der Einzelwerte einer Reihe
 $\bar{\sigma}$ mittlere Streuung des Mittelwertes
 $\bar{\sigma}$ der entsprechenden Meßreihe, nur in Prozent des Wertes des Krümmungsradius im entakkommodierten Zustand

Tab. 4.

Fehlerrechnung am Beispiel einer Meßreihe demonstriert.
(nier: Innenradius der Linsenvorderkapselfläche im entakkommodierten Zustand)
Vergrößerung 42,2

s	h	x	x - M	$(x - M)^2$
mm	mm	mm	mm	mm ²
205	9	589	15	225
190	8	568	- 6	36
195	8,5	583	- 11	121
210	9,5	586	- 12	144
200	8,5	(592)		
215	10	583	9	81
210	9,5	585	11	121
205	9	589	15	225
200	9	561	- 13	169
190	8,5	(535)		
210	10	556	- 18	324
215	10,5	556	- 18	324
		$\Sigma x = 5736$	$\Sigma (x - M)^2 = 1770$	

$$M = 574 \text{ mm } (= r'); \quad r = 574 \text{ mm} : 42,2 = 13,6 \text{ mm.}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - M)^2}{n - 1}} = \frac{1770}{9} = 14 \text{ mm}$$

Reduziert auf normale Größenverhältnisse:

$$\sigma = 14 : 42,2 = 0,33 \text{ mm oder } 2,44 \%$$

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} = \frac{0,33}{\sqrt{10}} = 0,1 \text{ mm oder } 0,77 \%; \quad \bar{\sigma}' = 0,77 \%$$

Die Einzelwerte x wurden mit Rechenschiebergenauigkeit mit Hilfe der auf S. 20 abgeleiteten Formel bestimmt. Auch die Fehlerrechnung erfolgte mit dem Rechenschieber.

$\bar{\sigma}'$ wurde nur in Prozent berechnet, da dieser Wert lediglich zur Bestimmung der Genauigkeit der Änderung der Krümmungsradien dient. Bei jeder Meßreihe im entakkommodierten Zustand muß natürlich $\bar{\sigma}$ gleich $\bar{\sigma}'$ sein. (Vergl. Definitionen S. 23.)

Das Ergebnis der in Tab. 4 als Beispiel aufgezeigten Meßreihe ist also ein scheinbarer Krümmungsradius der Innenfläche der Linsenvorderkapsel von 13,6 mm bei 0 dptr.

Bei 2 dptr wurde für die Vorderkapselfläche ein scheinbarer Krümmungsradius von 13,2 mm gefunden. σ war 0,23 mm bzw. 1,72%, für $\bar{\sigma}$ wurde ein Wert von 0,07 mm bzw. 0,54% errechnet. $\bar{\sigma}'$ betrug bei dieser Meßreihe 0,53%.

Faßt man die beiden Beispiele zusammen, so erhält man als Ergebnis eine Änderung des scheinbaren Krümmungsradius der Linsenvorderkapselfläche von 13,6 auf 13,2 mm, also um 0,4 mm oder 2,9%, bei Akkommodation von 0 auf 2 dptr.

Die beiden Meßreihen sind signifikant verschieden, da dreimal das größere $\bar{\sigma}$, also $3 \cdot 0,1 \text{ mm} = 0,3 \text{ mm}$ kleiner ist als die Differenz der beiden Mittelwerte von 0,4 mm.

Da sowohl der erste Mittelwert, als auch der der zweiten Meßreihe jeweils um den Betrag von $\bar{\sigma}$ der entsprechenden Meßreihe streuen, streut also auch die Änderung, und zwar um den Wert $\bar{\sigma}$ der ersten Meßreihe plus $\bar{\sigma}$ der zweiten Reihe, ausgedrückt in Prozent des Radius im entakkommodierten Zustand. Aus diesem Grund wurde $\bar{\sigma}'$ eingeführt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß sich der scheinbare Krümmungsradius der vorderen Linsenkapsel bei Akkommodation von 0 auf 2 dptr um 2,89% $\pm 1,3\%$ ändert.

Bei allen weiteren Meßreihen und deren Auswertung, sowie bei der Bestimmung der Wölbungsänderung der einzelnen Linsenzonen wurde nach dem gleichen Schema vorgegangen, so daß von nun ab nur noch die Ergebnisse angegeben sind.

Die nächste Tabelle zeigt das Verhalten der Linsenzonen bei einer normalsichtigen 25-jährigen Versuchsperson bei Akkommodation von 0 bis 8 dptr. Das war der höchste Refraktionswert, der nach Einträufelung von 1 Tropfen Veritol erreicht werden konnte. Alle 2 dptr wurden die Krümmungsradien sämtlicher meßbaren Linsenzonen bestimmt.

Warum anscheinend willkürlich einmal Innenradius und einmal Außenradius gemessen wurde, liegt daran, daß immer derjenige Krümmungsradius bestimmt wurde, der auf den Bildern am schärfsten abgebildet war.

Tab. 5 a. Das Verhalten der Krümmungsradien der verschiedenen Linsenzonen einer 25 jährigen Versuchsperson bei Akkommodation.

		entakk.	2 dptr	4 dptr	6 dptr	8 dptr
Vorderkapsel- fläche (Innenradius)	r (mm)	13,6	13,2	11,83	10,2	8,45
	σ (mm)	0,33	0,23	0,31	0,22	0,07
	σ (%)	2,44	1,72	2,6	2,18	0,78
	σ (mm)	0,1	0,07	0,1	0,07	0,02
	σ (%)	0,77	0,54	0,82	0,69	0,25
vordere Abspal- tungszone (Innenradius)	r (mm)	11,4	11,05	9,95	8,47	7,77
	σ (mm)	0,28	0,31	0,20	0,13	0,13
	σ (%)	2,5	2,83	2,2	1,59	1,64
	σ (mm)	0,09	0,1	0,06	0,04	0,04
	σ (%)	0,79	0,9	0,65	0,5	0,52
vordere Alters- kernzone (Außenradius)	r (mm)	9,8	9,62	8,93	7,8	6,31
	σ (mm)	0,28	0,25	0,25	0,18	0,07
	σ (%)	2,88	2,65	2,84	2,28	1,11
	σ (mm)	0,09	0,08	0,08	0,06	0,02
	σ (%)	0,91	0,84	0,9	0,72	0,35
vordere äußere Embryonalkern- zone (Innenradius)	r (mm)	3,03	2,96	2,91	2,68	
	σ (mm)	0,11	0,14	0,07	0,03	
	σ (%)	3,77	4,62	2,27	2,95	
	σ (mm)	0,04	0,04	0,02	0,03	
	σ (%)	1,19	1,46	0,72	0,93	
hintere äußere Embryonalkern- zone (Innenradius)	r (mm)	3,95	3,57	3,32	3,17	2,77
	σ (mm)	0,11	0,0	0,04	0,13	0,07
	σ (%)	2,82	0,0	1,07	3,93	2,55
	σ (mm)	0,04	0,0	0,01	0,04	0,02
	σ (%)	0,89	0,0	0,34	1,25	0,81
hintere Zone S (Außenradius)	r (mm)	5,12	4,42	4,16	3,7	3,46
	σ (mm)	0,1	0,06	0,09	0,13	0,07
	σ (%)	1,95	1,26	2,16	3,64	2,2
	σ (mm)	0,03	0,02	0,03	0,04	0,02
	σ (%)	0,62	0,39	0,68	1,15	0,65
hintere Alters- kernzone (Innenradius)	r (mm)	6,44	6,37	5,59	4,98	4,66
	σ (mm)	0,08	0,06	0,13	0,11	0,11
	σ (%)	1,16	0,88	2,36	2,13	2,33
	σ (mm)	0,02	0,02	0,04	0,03	0,03
	σ (%)	0,37	0,28	0,75	0,67	0,74
hintere Abspal- tungszone (Innenradius)	r (mm)	7,3	7,17	6,42	6,04	5,2
	σ (mm)	0,13	0,1	0,22	0,2	0,1
	σ (%)	1,41	1,39	3,41	3,28	1,92
	σ (mm)	0,03	0,03	0,07	0,06	0,03
	σ (%)	0,45	0,44	1,08	1,04	0,61
Hinterkapsel- fläche (Innenradius)	r (mm)	8,67	8,25	6,77	6,47	6,08
	σ (mm)	0,13	0,14	0,12	0,23	0,08
	σ (%)	1,5	1,71	1,77	3,56	1,3
	σ (mm)	0,04	0,04	0,04	0,07	0,03
	σ (%)	0,47	0,54	0,56	1,13	0,41

Tab. 5 b.

Änderung der Krümmungsradien der verschiedenen Linsenzonen in Prozent des entsprechenden Radius im entakkommodierten Zustand ausgedrückt.

d = Änderung in Prozent.

		entakk.	2 dptr	4 dptr	6 dptr	8 dptr
Vorderkapsel- fläche (Innenradius)	r (mm)	13,6	13,2	11,83	10,2	8,45
	σ' (%)	0,77	0,53	0,72	0,52	0,15
	d (%)		2,9	12,9	25,1	37,8
	$\pm$ (%)		1,3	1,5	1,3	0,9
vordere Abspal- tungszone (Innenradius)	r (mm)	11,4	11,05	9,95	8,47	7,77
	σ' (%)	0,79	0,37	0,56	0,37	0,35
	d (%)		2,9	12,7	25,5	31,8
	$\pm$ (%)		1,7	1,4	1,2	1,1
vordere Alters- kernzone (Außenradius)	r (mm)	9,8	9,62	8,93	7,8	6,31
	σ' (%)	0,91	0,82	0,82	0,57	0,23
	d (%)		2,2	9,2	20,7	35,7
	$\pm$ (%)		1,7	1,7	1,5	1,1
vordere äußere Embryonalkern- zone (Innenradius)	r (mm)	3,03	2,96	2,91	2,68	
	σ' (%)	1,19	1,43	0,69	0,82	
	d (%)		2,3	3,9	12,5	
	$\pm$ (%)		2,6	1,9	2,0	
hintere äußere Embryonalkern- zone (Innenradius)	r (mm)	3,95	3,57	3,32	3,17	2,77
	σ' (%)	0,89	0,0	0,28	1	0,57
	d (%)		9,6	16,2	19,8	29,9
	$\pm$ (%)		0,9	1,2	1,9	1,5
hintere Zone S (Außenradius)	r (mm)	5,12	4,42	4,16	3,7	3,46
	σ' (%)	0,62	0,35	0,56	0,83	0,44
	d (%)		13,4	18,5	27,8	32,4
	$\pm$ (%)		1,0	1,2	1,4	1,1
hintere Alters- kernzone (Innenradius)	r (mm)	6,44	6,37	5,59	4,98	4,66
	σ' (%)	0,37	0,27	0,65	0,52	0,54
	d (%)		1,1	13,2	22,8	27,6
	$\pm$ (%)		0,6	1,0	0,9	0,9
hintere Abspal- tungszone (Innenradius)	r (mm)	7,3	7,17	6,42	6,04	5,2
	σ' (%)	0,45	0,43	0,95	0,86	0,43
	d (%)		1,6	12,0	17,2	28,6
	$\pm$ (%)		0,9	1,2	1,9	1,5
Hinterkapsel- fläche (Innenradius)	r (mm)	8,67	8,25	6,77	6,47	6,08
	σ' (%)	0,47	0,52	0,44	0,84	0,29
	d (%)		4,9	21,8	25,4	29,8
	$\pm$ (%)		1,0	0,9	1,3	0,8

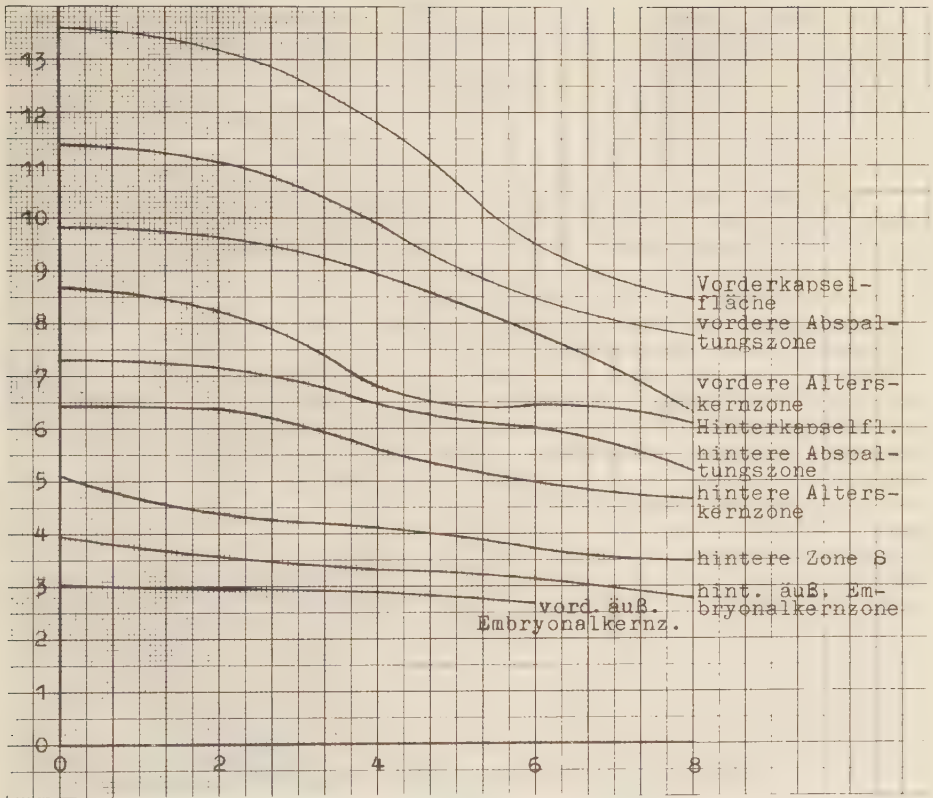


Abb. 12 a.

Graphische Darstellung von Tabelle 5 a.
Abszisse: Akkommodationszustand in dptr
Ordinate: scheinbarer Krümmungsradius in mm

Daß sich die einzelnen Punkte nicht immer zu einer gleichmäßigen Kurve verbinden lassen, ist darauf zurückzuführen, daß es für die Versuchsperson schwierig war, längere Zeit exakt den gleichen Akkommodationszustand einzuhalten. Doch erfolgte, wie schon auf S. 21 und 22 erwähnt wurde, bei jeweils drei Krümmungsradien die Messung bei demselben Akkommodationszustand.

Wie sich die prozentuale Änderung der einzelnen scheinbaren Krümmungsradien bei Akkommodation auf verschiedene Refraktionswerte graphisch darstellt, sollen die folgenden Kurven in Abb. 12 b zeigen.

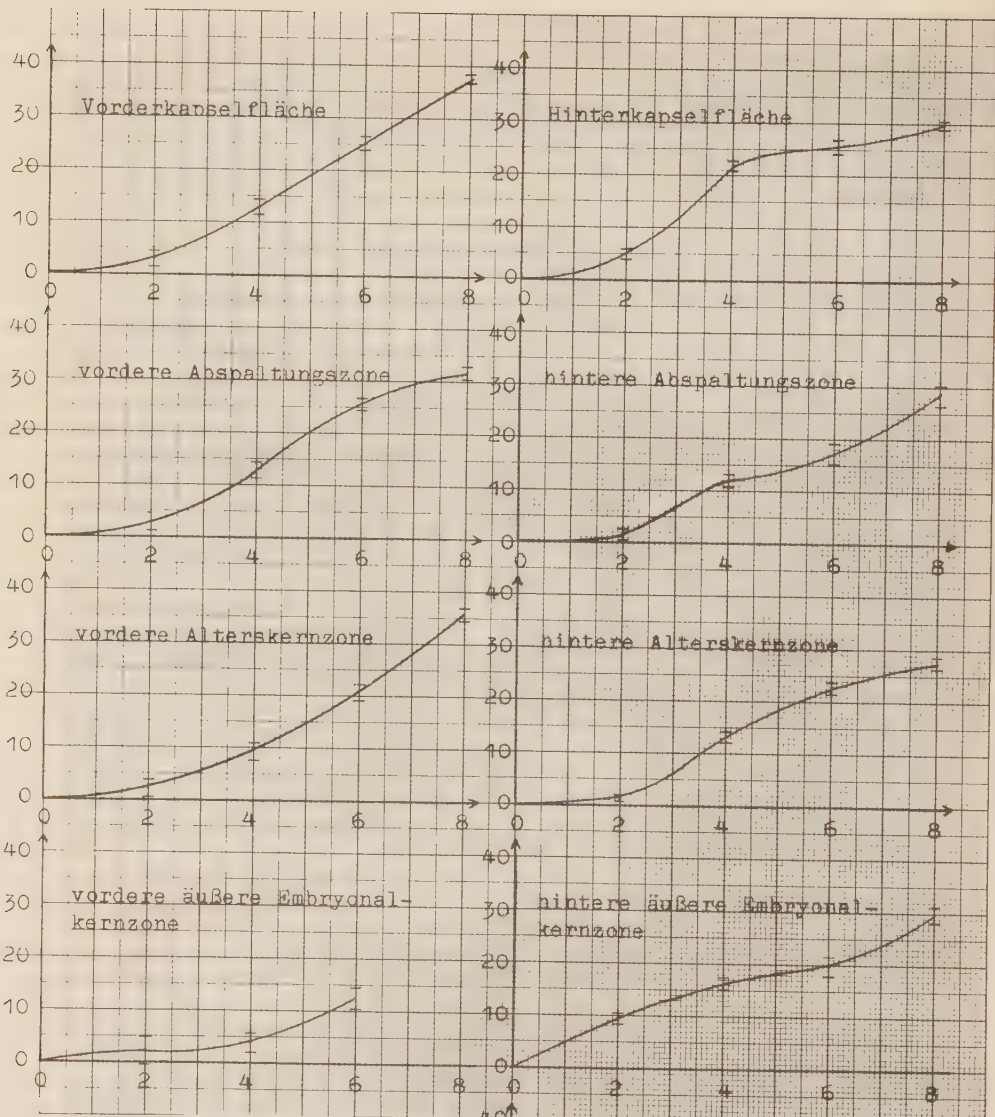


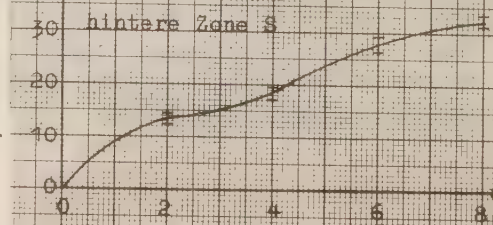
Abb. 12 b.

Graphische Darstellung von
Tabelle 5 b.

Abszisse: Refraktionswert in
dntr

Ordinate: Änderung des schein-
baren Krümmungs-
radius in Prozent

Fehlergrenze als Striche über
und unter Kurve angegeben.



Man ersieht aus den Kurven, daß die weiter außen liegenden Linsenzonen zu Beginn eine geringere relative Änderung ihres scheinbaren Krümmungsradius erfahren, dann zwischen 2 und 6 dptr ihre stärkste Wölbungsänderung durchmachen, um dann ihren Radius wieder langsamer zu verringern. Bei den zentral gelegenen Zonen scheint es genau umgekehrt zu sein. Hier ist die relative Zunahme der Krümmung im Bereich zwischen 2 und 6 dptr am geringsten.

Von derselben Versuchsperson wurde ebenfalls vom rechten Auge die Wölbungszunahme der verschiedenen Linsenzonen bei maximaler Akkommodation (8 dptr) gemessen. Es fehlen hier also die Zwischenwerte bei 2, 4, 6 dptr. Der Beobachtungswinkel betrug bei diesen Aufnahmen 37° statt 30° . Außerdem wurde hierbei das ebenfalls zum Spaltlampenmikroskop gehörende Objektiv 125 / 2 x verwandt. Die Auswertung der Bilder erfolgte in gleicher Weise, jedoch bei einer Vergrößerung von 84,8.

Tab. 6.

Scheinbare Änderung der Krümmungsradien der Linsenzonen bei Akkommodation von 0 auf 8 dptr ohne Zwischenwerte.
Beobachtungswinkel 37° .

		entakk	8 dptr	Änderung in %
Vorderkapsel- fläche	r	12,7	9,05	28,7
	q	2	2,66	
(Innenradius)	q/r	0,63	0,84	
vordere Abspal- tungszone	r	11,15	8,1	27,6
	q	3,58	3,02	
(Innenradius)	q/r	1,13	0,95	
vordere Alters- kernzone	r	9,9	7,03	29,1
	q	1,46	2,76	
(Außenradius)	q/r	0,46	0,87	
hintere äußere Embryonalkernzone	r	3,54	2,75	17,7
	q	2,41	3,61	
(Innenradius)	q/r	0,76	1,14	
hintere Zone S	r	4,67	3,99	14,6
	q	3,44	2,96	
(Außenradius)	q/r	1,09	0,94	
hintere Alters- kernzone	r	6,0	4,67	22,4
	q	4,5	2,3	
(Außenradius)	q/r	1,43	0,73	
hintere Abspal- tungszone	r	6,56	5,4	17,6
	q	1,94	1,2	
(Innenradius)	q/r	0,61	0,38	
Hinterkapsel- fläche	r	7,42	5,85	21,2
	q	2,45	2,9	
(Außenradius)	q/r	0,78	0,92	

Die Bestimmung der Krümmungsradien erfolgte hier ebenfalls nach der bereits beschriebenen Methode. σ und $\bar{\sigma}$ sind nur in Prozent angegeben; sie liegen in ähnlichen Größenbereichen wie in Tabelle 5 a.

Bei dieser Versuchsanordnung waren die beiden vorderen Embryonalkerne nur unscharf zu erkennen, die hintere innere Embryonalkernzone ließ sich auf Grund der nahezu geradlinig verlaufenden Begrenzung nicht ausmessen.

Vergleicht man Tabelle 6 mit Tabelle 5 b, so ergibt sich hier eine im allgemeinen etwas geringere Wölbungsänderung, was wohl auf den veränderten Beobachtungswinkel zurückzuführen sein dürfte. Lediglich die hintere Abspaltungszone fällt hier etwas aus der Reihe, außerdem die hintere Zone S.

Gleichzeitig mit der Bestimmung der Krümmungsradien wurde in dieser Versuchsreihe auch die scheinbare Veränderung der Lage der einzelnen Linsenzone im Bereich des optischen Schnittes gemessen. Hier wurde keine Fehlerrechnung durchgeführt, sondern lediglich aus 5 Messungen der Mittelwert gebildet und durch die entsprechende Vergrößerung auf der Leinwand (hier 84,8) dividiert.

Tab. 7.

Die Veränderung der Linsenorte im Bereich des optischen Schnittes bei Akkommodation von 0 auf 8 dptr.

Die Zahlen bedeuten die Entfernung von der Mitte der Hornhaut in mm.

	entakk.	8 dptr
Vorderkapselfläche (IR)	2,57	2,19
vordere Abspaltungszone (IR)	2,72	2,39
vordere Alterskernzone (AR)	2,8	2,52
hint. inn. Embryonalkernzone (IR)	4,54	4,52
(AR)	5,16	5,34
hint. äuß. Embryonalkernzone (AR)	5,4	5,54
hintere Zone S (AR)	5,63	5,87
hintere Alterskernzone (AR)	6,2	6,31
hintere Abspaltungszone (IR)	6,25	6,38
Hinterkapselfläche (AR)	6,47	6,6

IR bedeutet Innenrand, AR Außenrand der jeweiligen Linsenzone.

Das zentrale Intervall änderte seine Dicke scheinbar von 0,29 auf 0,35 mm, während die gesamte Linse ihren Durchmesser im Bereich des optischen Schnittes von 3,9 mm auf 4,4 mm vergrößerte.

Es wurde hier absichtlich nicht der Vorder- oder Hinterrand der Hornhaut als Bezugspunkt gewählt, sondern die Mitte.

Auf Grund der unterschiedlichen Schärfe auf den Bildern mit verschieden eingestelltem Linsenbereich zeigt die Hornhaut auf den drei Aufnahmen (Vergleiche Abb. 11 a - c.) nämlich nicht die gleiche Dicke.

Nach diesen Ergebnissen wandert also der vordere Linsenpol um scheinbar 0,36 mm nach vorne und der hintere um 0,13 mm nach hinten, d. h. die Linse wölbt sich bei der Akkommodation sowohl nach vorne als auch nach hinten. Die scheinbare Zunahme der Linsendicke beträgt dabei im Bereich des optischen Schnittes 0,5 mm.

Es sei nochmals darauf hingewiesen, daß bei dieser Versuchsanordnung die Beleuchtungsrichtung 30° und die Beobachtungsrichtung 37° betrug, daß es sich also bei den ermittelten Werten nicht um reale Größen handelt.

Wenn die Linse bei Akkommodation mit ihrem vorderen Pol mehr nach vorne zu wandern scheint als ihre hintere Fläche nach hinten rückt, so liegt das am Verlauf des optischen Schnittes.

Daß die Lage des optischen Schnittes nämlich großen Einfluß auf die scheinbare Veränderung der Linsenorte ausübt, läßt sich leicht aus der Tatsache ersehen, daß bei dem gleichen Auge, jedoch unter den Winkelverhältnissen von jeweils 30° für Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung (also Versuchsanordnung wie bei Tab. 5 a und 5 b) ganz andere scheinbare Ortsveränderungen gemessen wurden.

So verringerte sich hier der Abstand der Linsenvorderfläche von der Hornhautmitte scheinbar von 2,6 auf 2,35 mm, während die hintere Linsenkapsel im Bereich des optischen Schnittes von 6,15 auf 6,42 mm nach hinten rückte. Bei dieser Versuchsanordnung verkleinerte sich also die vordere Augenkammer im Bereich des optischen Schnittes um 0,25 mm, während sich die Linse scheinbar um 0,27 mm mehr nach hinten zu in Richtung Glaskörper wölbt.

Aus diesen Ergebnissen kann an dieser Stelle noch kein quantitatives Werturteil in bezug auf die Veränderung der Linsenorte gebildet werden, da der Strahlengang im Inneren der Linse einen S-förmigen Verlauf hat, der sich außerdem bei Akkommodation noch verändert. Auch werden die verschiedenen Linsenzonen von dem schräg einfallenden Spaltlichtbündel in verschiedenem Abstand von der optischen Achse geschnitten. Es ist in dieser Arbeit nicht gelungen, diese Veränderungen mathematisch zu erfassen.

Trotzdem kann aus den Ergebnissen bereits an dieser Stelle geschlossen werden, daß die Dickenzunahme der Linse bei Akkommodation nicht nur nach vorne, sondern auch nach hinten zu in Richtung Glaskörper erfolgt. Wie an anderer Stelle noch gezeigt werden soll, läßt sich diese Zunahme der Linsendicke im Bereich des optischen Schnittes nach vorne und hinten auch auf die tatsächlichen Werte umrechnen.

Bei der gleichen Versuchsperson wurden auch die Krümmungsradien der verschiedenen Linsenzonen am anderen (linken) Auge, das ebenfalls normalsichtig war, gemessen. Auch hier kam das Objektiv 125 / 2 x zur Anwendung. Die Beobachtungsrichtung betrug 37° , die Auswertung der Bilder erfolgte bei 84,8facher Vergrößerung.

Tab. 8.

Verhalten der Wölbung der Linsenzonen bei Akkommodation.
Messung am linken Auge einer normalsichtigen männlichen
Versuchsperson von 25 Jahren.
Beleuchtungsrichtung 30° , Beobachtungsrichtung 37° .

		entakk	2 dptr	4 dptr	6 dptr	8 dptr
Vorderkapsel- fläche (IR)	r d	12,2	11,77 3,8	11,1 9,1	10,2 16,5	8,52 30,3
vord. Abspal- tungszone (IR)	r d	11,15	10,5 5,8	9,9 11,2	9,04 18,9	7,68 31,1
vord. Alters- kernzone (AR)	r d	9,95	9,2 7,7	8,93 10,3	8,7 12,7	7,22 27,5
hint. äuß. Embryo- nalkernzone (IR)	r d	3,49	3,07 12,3	2,82 19,3	2,75 22,0	2,68 23,3
hintere Zone S (AR)	r d	4,4	4,22 4,0	4,17 5,1	4,01 8,9	3,85 12,6
hintere Alters- kernzone (AR)	r d	6,02	5,9 2,0	5,63 6,7	5,41 10,2	4,93 18,2
hintere Abspal- tungszone (IR)	r d	6,78	6,57 3,1	6,26 7,7	6,04 11,0	5,12 24,5
Hinterkapsel- fläche (AR)	r d	7,23	6,84 5,4	6,52 9,8	6,28 13,1	

r scheinbarer Krümmungsradius in mm

d Änderung des Radius in Prozent

AR Außenradius, IR Innenradius

Der Krümmungsradius der Linsenhinterfläche war bei 8 dptr nicht mehr meßbar, weil wegen der bei diesem Akkommodationszustand zu eng gewordenen Pupille kein genügend großer Ausschnitt der Hinterkapselfläche auf den Bildern dargestellt war.

Auch hier sind die Ergebnisse etwas anders als in den vergleichbaren Tabellen vorher, stimmen jedoch ebenfalls größenordnungsmäßig in etwa mit diesen überein. Die hintere Zone S differiert in dieser Versuchsreihe etwas von den übrigen Werten.

Bei einer anderen, 22 jährigen normalsichtigen männlichen Versuchsperson wurden bei jeweils 30° für Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung die in Tab. 9 angegebenen Werte ermittelt. Es wurde das Objektiv 125 / 2 x verwandt; Vergrößerung 84,8.

Bei dieser Versuchsperson, die schon normalerweise eine sehr enge Pupille aufwies, war der hintere Linsenbereich bei höheren Refraktionswerten trotz Benutzung von Veritol wegen der zu eng gewordenen Pupille nicht mehr meßbar. Es wurde daher vollkommen auf die Messung dieser Krümmungsradien verzichtet.

Tab. 9.

Änderung der Krümmungsradien verschiedener Linsenzonen einer 22 jährigen normalsichtigen Versuchsperson bei Akkommodation.

		entakk	2 dptr	4 dptr	6 dptr	8 dptr
Vorderkapsel- fläche (IR)	r d	13,05	11,41 12,5	9,65 25,0	9,32 28,5	7,66 41,4
vordere Abspal- tungszone (IR)	r d	10,64	9,56 10,1	8,38 21,1	7,88 26,0	6,83 35,8
vordere Alters- kernzone (AR)	r d	8,22	7,29 11,3	6,78 17,5	6,1 25,8	5,54 32,6
vord. äuß. Embryo- nalkernzone (AR)	r d	4,22	3,99 5,5	3,84 9,2	nicht meßbar	3,14 25,5

Hier liegen die prozentualen Änderungen höher als bei den bisher aufgeführten Versuchsreihen. Es ist möglich, daß diese Versuchsperson stärker akkommodiert hat als angegeben, daß sie also die Optotypen auf der Scheibe des Handoptometers "überscharf" gesehen hat.

Jedoch wird aus dieser Tabelle die allmähliche Annahme der prozentualen Änderung der Krümmungsradien von außen nach innen recht gut ersichtlich.

Besprechung der Ergebnisse

Obwohl es auf Grund der Linschränkung der Akkommodationsfähigkeit durch das eingetropfte Mydriatikum Veritol in diesen Versuchen nur möglich war, den Akkommodationsmechanismus bis zu 8 Dptr zu verfolgen, lassen sich hieraus dennoch wichtige Erkenntnisse gewinnen.

So liegt die scheinbare Änderung des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche zwischen 28,7 und 41,4%, während die scheinbare Wölbungsänderung der Hinterkapselfläche in diesem Refraktionsbereich zwischen 21,2 und 29,8 % schwankt.

Bisher wurde immer von scheinbaren Werten und scheinbaren Änderungen gesprochen. Da sowohl Beleuchtungs- als auch Beobachtungsrichtung mit der optischen Achse des untersuchten Auges einen Winkel von jeweils 30° bzw. 30° und 37° bilden, stellen die Bilder der ausgemessenen Linsenzonen im optischen Schnitt in Wirklichkeit Schrägprojektionen dar. Außerdem werden die weiter hinten gelegenen Zonen durch die davor liegenden brechenden Medien wesentlich mehr verzerrt wiedergegeben als die vorderen Teile der Linse.

Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahl erscheinen wegen der Zwiebelschalenstruktur der Linse im horizontalen Meridianschnitt durch das Auge als S-förmig gebogene Linien. Die verschiedenen Linsenzonen werden also vom optischen Schnitt nicht im gleichen Abstand von der optischen Achse geschnitten. Und je näher dieser Schnittpunkt der optischen Achse gelegen ist, desto genauer stimmt die Schnittlinie des Spaltlichtbündels durch die jeweilige Linsenzone mit deren tatsächlichem Krümmungsradius überein; auch ist die Wölbungsänderung hier größer.

Die auf den Bildern sichtbaren Linsenzonen sind also durch drei nicht auszuschaltende Fehlerquellen verändert wiedergegeben:

Erstens weichen die Linsenzonen um so mehr von ihrer tatsächlichen Größe ab, d. h. ihr Krümmungsradius erscheint um so kleiner, je näher ihre Schnittlinie mit dem Spaltlichtbündel liegt.

Zweitens erscheinen diese Schnittlinien auf Grund des Winkels zwischen Beobachtungs- bzw. Beleuchtungsrichtung und optischer Achse des untersuchten Auges als Schrägprojektionen.

Und drittens ist die Verzerrung der einzelnen Linsenzonen durch die davor liegenden brechenden Medien des Auges an den verschiedenen Stellen unterschiedlich groß.

Als vierter Punkt könnte noch hinzugefügt werden, daß auf Grund der mehr oder weniger starken Wölbungsänderung aller Linsenzonen bei Akkommodation und durch die geringe Verlagerung der Linse der Strahlengang einen etwas anderen Verlauf nimmt. Bauer konnte jedoch in seinem Modellversuch nachweisen, daß diese Veränderung keinen wesentlichen Einfluß auf die Größe der gemessenen Krümmungsradien ausübt. (Vergleiche dazu auch S. 18.)

Da es nicht gelang, diese Fehlerquellen rechnerisch zu korrigieren, bewies Bauer mit Hilfe seiner Versuche am Modell, daß diese Methode der Bestimmung der Wölbungsänderung der

Linsenzonen bei Akkommodation trotz aller Bedenken brauchbar ist. Zumindest gilt das für Linsenvorder- und Linsenhinterfläche.

Bauer verwandte bei seinem Modellauge speziell angefertigte Kunststoff-Kontaktlinsen der Firma Titmus Eurocon. Diese Kontaktlinsen wurden sowohl als Hornhaut als auch als äußere Begrenzung der Linse verwandt. Das Linseninnere war mit 50 prozentiger Rohrzuckerlösung gefüllt, womit ein Brechungsindex von 1,42 erreicht wurde. Das Kammerwasser bestand aus 2,4 prozentiger Zuckerlösung mit einem Brechungsindex von 1,3365.

B. arbeitete ebenfalls mit einem Beleuchtungs- und Beobachtungswinkel von je 30° ; die Bestimmung der scheinbaren Größe der Krümmungsradien von Linsenvorder- und Linsenhinterfläche erfolgte ebenfalls nach der in dieser Arbeit angewandten Methode.

Die Maße für sein Modellauge entnahm B. den von Gullstrand angegebenen Werten (Vergl. S. 3.), sowohl für den entakkommodierten Zustand als auch für maximale Akkommodation, die bei B. jedoch 12 dptr betrug.

In bezug auf Ort und Krümmungsradien verwandte B. folgende tatsächlichen Größen:

0 dptr:

Linsenvorderfläche:	Radius:	10,0 mm	Ort:	3,6 mm
Linsenhinterfläche:	Radius:	6,0 mm	Ort:	7,2 mm

12 dptr:

Linsenvorderfläche:	Radius:	5,33 mm	Ort:	3,2 mm
Linsenhinterfläche:	Radius:	5,33 mm	Ort:	7,2 mm

Die Messungen an der Spaltlampe erbrachten jedoch bei B. folgende scheinbaren Werte:

0 dptr:

Linsenvorderfläche:	Radius:	14,55 mm	Ort:	2,98 mm
Linsenhinterfläche:	Radius:	8,09 mm	Ort:	6,57 mm

12 dptr:

Linsenvorderfläche:	Radius:	6,87 mm	Ort:	2,89 mm
Linsenhinterfläche:	Radius:	7,26 mm	Ort:	6,57 mm

Der Krümmungsradius der Linsenvorderfläche wird also im Modellversuch von B. um scheinbar 53 % (tatsächlich 47 %) kleiner, während die Linsenhinterfläche bei Akkommodation von 0 auf 12 dptr ihre Wölbung scheinbar um 10 % (tatsächlich 11 %) ändert.

Nach B. muß man also den gemessenen scheinbaren Krümmungsradius mit einem bestimmten Faktor multiplizieren, um den wirklichen Wert des jeweiligen Radius ermitteln zu können. Diese Umrechnungsfaktoren stellen sowohl für Vorder- und Hinterfläche als auch für andere Refraktionswerte jeweils eine andere Größe dar.

Für das entakkommodierte Auge gilt demzufolge:

Linsenvorderfläche:	realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot 0,6873$
Linsenhinterfläche:	realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot 0,7416$

Bei 12 dptr ergeben sich folgende Umrechnungsfaktoren:

Linsenvorderfläche:	realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot 0,7757$
Linsenhinterfläche:	realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot 0,7341$

Bauer hat also den Umrechnungsfaktor für Vorder- und Hinterfläche der Linse für den entakkommodierten Zustand und für einen Refraktionswert von 12 dptr angegeben. Damit umfaßt er einen weiteren Bereich, als er bei den in vivo-Messungen dieser Arbeit beträgt, wo die maximale Akkommodation nur bis 8 dptr reichte.

Die Umrechnungsfaktoren für die Linsenvorderfläche bei 0 und 12 dptr unterscheiden sich nur um 0,09, und für die Hinterfläche beträgt der Unterschied der Korrekturfaktoren für 0 und 12 dptr gar nur 0,01. Es ist anzunehmen, daß der Umrechnungsfaktor für einen Refraktionswert von 8 dptr zwischen den beiden Größen für 0 und 12 dptr liegt. Das gilt sowohl für die vordere als auch für die hintere Linsenfläche. Ob sich die Größe der Korrekturfaktoren zwischen 0 und 12 dptr linear ändert, läßt sich auf Grund dieses Modellversuches nicht mit Bestimmtheit sagen. Aber auch dann, wenn das nicht der Fall ist, würde der durch Interpolation ermittelte Wert nur unwesentlich von dem tatsächlichen Umrechnungsfaktor für 8 dptr abweichen.

Nimmt man der Einfachheit halber an, der Verlauf wäre geradlinig, so ergeben sich durch Interpolation für einen Refraktionswert von 8 dptr folgende Korrekturfaktoren:

Linsenvorderfläche: realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot$ 0,7462
 Linsenhinterfläche: realer Radius = scheinbarer Wert $\cdot$ 0,7366

Die von B. ermittelten Umrechnungsfaktoren sind Mittelwerte aus mehreren Messungen, bei denen der Abstand der Linse von der Hornhaut variiert wurde. Dabei stellte sich heraus, daß der jeweilige Faktor sich auch bei einer weit über den physiologischen Bereich hinausgehenden Verschiebung der Linse nur unwesentlich ändert.

Nochmals zusammengefaßt hat der Korrekturfaktor folgende Werte, wovon uns die Größen bei 0 und 8 dptr interessieren:

	Linsenvorderfläche	Linsenhinterfläche
0 dptr:	0,6873	0,7415
8 dptr:	0,7462	0,7366
12 dptr:	0,7757	0,7341

Damit müßten die in den Tabellen 5 a und 5 b angegebenen scheinbaren Krümmungsradien für Linsenvorder- und -hinterfläche nach Bauer wie folgt korrigiert werden:

Tabelle 10.

Scheinbarer und tatsächlicher Krümmungsradius von Linsenvorder- und Linsenhinterfläche bei 0 und 8 dptr.

		0 dptr	8 dptr
Vorderkapsel­fläche	scheinbarer KR	13,6	8,45
	wirklicher KR	9,35	6,3
Hinterkapsel­fläche	scheinbarer KR	8,67	6,08
	wirklicher KR	6,44	4,48

Nach dieser Umrechnung würde sich also bei Akkommodation von 0 auf 8 dptr der Krümmungsradius der Vorderkapselfläche von 9,35 auf 6,3 mm, also um 32,6 % (scheinbarer Wert 37,8 %) und der der Hinterkapselfläche von 8,67 auf 6,08 mm verkleinern, was einer Wölbungsänderung von 30,5 % (scheinbarer Wert 29,8 %) entspricht.

Das bedeutet also, daß die mit Hilfe der Bilder ermittelte Änderung der Krümmung der Linsenhinterfläche in Wirklichkeit noch etwas mehr beträgt, während die Wölbungsänderung der Linsenvorderfläche nicht ganz so groß ist wie der gemessene scheinbare Wert.

Es sieht somit auf Grund der in dieser Arbeit durchgeführten und durch den Modellversuch von Bauer bestätigten Untersuchungen so aus, als ob sich bei der Akkommodation nicht nur die Wölbung der Vorderkapselfläche, sondern ungefähr im selben Größenbereich auch die Wölbung der Hinterkapselfläche der Linse verstärken würde.

Die mehr im Inneren gelegenen Linsenzonen verkleinern bei Akkommodation ihren Krümmungsradius prozentual und erst recht absolut nicht so stark wie die äußeren Zonen. Diese Tatsache konnte jedoch durch den Versuch am Modell nicht bestätigt werden, ist jedoch allein auf Grund der Meßergebnisse am lebenden Auge anzunehmen.

Gullstrand (6) schreibt, daß die Brechkraftzunahme der Linse bei Akkommodation nicht allein durch ihre Wölbungsänderung zu erklären sei. Nimmt man die von G. angegebenen Werte (Vergl. Tab. 1 S. 3.), so läßt sich daraus nach folgender Formel leicht der Brechungsindex der Linse errechnen.

Es ist $\frac{1}{f} = \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \cdot (n - 1)$, wenn sich die Linse in Luft befindet.

Setzt man r_1 und r_2 in m ein, so erhält man für $\frac{1}{f}$ als Dimension dptr.

Nach G. gelten für die entakkommodierte Linse folgende Werte:

Brechkraft $1/f = 19,11$ dptr; Krümmungsradius der Vorderfläche $r_1 = 10,0$ mm; Krümmungsradius der Hinterfläche $r_2 = 6,0$ mm.

Man erhält daraus einen Wert von $n - 1 = 0,0716$, d. h. die Linse hätte einen mittleren Brechungsindex von 1,0716, wenn sie in Luft mit $n = 1$ eine Brechkraft von 19,11 dptr besäße. Da sich die Linse in vivo jedoch zwischen Kammerwasser und Glaskörper mit einem Brechungsindex $n = 1,3365$ befindet, müßte in obiger Formel $n = 1,3365$ statt $n = 1$ stehen. Man erhält somit für die menschliche Linse einen mittleren Brechungsindex von 1,4081. Das ist natürlich nur der theoretisch aus Brechkraft und Krümmungsradien errechnete Brechungsindex, der auf Grund der Zwiebschalenstruktur der Linse jedoch an keiner Stelle erreicht wird.

Für die maximal akkommodierte Linse ermittelte G. folgende Werte:

Brechkraft $1/f = 33,06$ dptr; Radius der Vorderfläche r_1 und Radius der Hinterfläche r_2 je 5,33 mm.

Daraus errechnet sich für die Linse ein mittlerer Brechungsindex von $n = 1,4245$.

Nach Gullstrand erhöht sich also bei maximaler Akkommodation der theoretische errechnete Brechungsindex der Linse um 0,0154. Die äußere Formänderung reicht also hier nicht aus, um eine Brechkrafternöhung von 12 dptr zu bewirken; es muß noch der "innere Akkommodationsmechanismus" hinzukommen.

Setzt man den mittleren Brechungsindex der entakkommodierten Linse $n = 1,4081$ als richtig voraus, so läßt sich daraus mit Hilfe der in dieser Arbeit ermittelten Krümmungsradien (Vergl. Tab. 10 S. 36.) die Brechkraft der Linse sowohl im entakkommodierten Zustand, als auch bei einer Akkommodation von 8 dptr bestimmen.

Für die entakkommodierte Linse gilt:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{1}{0,00935} + \frac{1}{0,00644} \right) \cdot (1,4081 - 1,3305)$$

Nach dieser Berechnung ergibt sich für die Linse ein Refraktionswert von 18,8 dptr, was annähernd dem von G. ermittelten Wert von 19,11 dptr für die entakkommodierte Linse entspricht.

Bei 8 dptr gilt folglich:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{1}{0,0063} + \frac{1}{0,00448} \right) \cdot (1,4081 - 1,3365)$$

Daraus erhält man für die Linse bei einem Akkommodationszustand von 8 dptr einen Refraktionswert von 27,4 dptr, was wesentlich von dem von Gullstrand ermittelten Wert von 33,06 abweicht.

Wenn man mit den in dieser Arbeit gewonnenen Krümmungsradien rechnet, könnte man die Brechkraftzunahme der Linse von 18,8 auf 27,4 dptr, also um 8,6 dptr, ohne Zuhilfenahme des inneren Akkommodationsmechanismus einzig und allein durch die Wölbungsänderung ihrer Vorder- und Hinterfläche erklären.

In ähnlicher Weise wie für die Krümmungsradien hat Bauer auch für die scheinbaren Orte von Vorder- und Hinterkapsel- fläche Umrechnungsfaktoren gefunden, mit denen es möglich ist, die wirklichen Orte anzugeben.

Die Messungen am Modell ergaben, daß die Linsenvorderfläche bei Akkommodation von 0 auf 12 dptr scheinbar um 0,09 mm nach vorne rückte, während der tatsächliche Wert 0,4 mm betrug. (Vergl. S. 35.) Die Lage der Linsenhinterfläche ließ B. auch bei maximaler Akkommodation unverändert; es blieb auch der scheinbare Ort an gleicher Stelle.

Die so ermittelten Korrekturfaktoren sind ebenfalls Mittelwerte aus mehreren Messungen, bei denen die Linse vom Gullstrand'schen Normalwert bis zu 1 mm je nach vorne und hinten verschoben wurde. Selbst bei dieser relativ großen Verschiebung änderte sich der Umrechnungsfaktor für eine Linsenfläche bei einem bestimmten Akkommodationszustand nur minimal.

Durch einfache Interpolation läßt sich auch hier wie bei den Krümmungsradien der Korrekturfaktor für einen Refraktionswert von 8 dptr berechnen, wobei die auf S. 36 gemachten Angaben über den linearen Verlauf des Betrages des Umrechnungsfaktors zwischen 0 und 12 dptr ebenfalls gelten.

Die umseitige Tabelle gibt einen Überblick über die von Bauer im Modellversuch ermittelten Korrekturfaktoren für die entakkommodierte und maximal akkommodierte Linse (12 dptr) und die durch Interpolieren errechneten Faktoren für einen Refraktionswert von 8 dptr.

Tab. 11.

Korrekturfaktoren für den Ort von Vorder- und Hinterfläche der Linse bezüglich der Hornhaut.

	0 dptr	8 dptr	12 dptr
Vorderkapselfläche	1,2021	1,1498	1,1237
Hinterkapselfläche	1,0946	1,1137	1,1233

Demnach müßten die auf S. 31 aufgeführten Werte betreffs Verschiebung von Linsenvorder- und Linsenhinterfläche bei Akkommodation wie in nachstehender Tabelle angegeben korrigiert werden.

Tab. 12.

Scheinbarer und tatsächlicher Ort von Vorder- und Hinterfläche der Linse bei 0 und 8 dptr.

Ort in mm von Hornhautmitte entfernt angegeben.

		entakk.	8 dptr
Vorderkapselfläche	scheinbarer Ort	2,6	2,35
	wirklicher Ort	3,18	2,74
Hinterkapselfläche	scheinbarer Ort	6,15	6,42
	wirklicher Ort	6,73	7,15

Das bedeutet also, daß sich der vordere Linsenpol bei Akkommodation von 0 auf 8 dptr um etwa 0,44 mm (scheinbar 0,25) der Hornhaut nähert, was nahezu dem Gullstrand'schen Wert von 0,4 mm entspricht. Gleichzeitig rückt jedoch auch die Hinterfläche um 0,42 mm (scheinbar 0,27) nach hinten.

Auf Grund dieser Untersuchungen hat es also den Anschein, daß bei der Naheinstellung des Auges nicht nur durch die sich mehr nach vorn wölbende Linsenvorderfläche der zentrale Bereich der vorderen Augenkammer abgeflacht wird, wie Gullstrand behauptet, sondern daß auch in demselben Maß eine Verschiebung nach hinten stattfindet.

Wenn es nämlich stimmt, daß bei der Akkommodation vordere und hintere Linsenfläche ihre Wölbung ungefähr in der gleichen Größenordnung verstärken, so ist die etwa gleich große Verschiebung der Linsenpole nach vorne bzw. hinten nur als Folge davon anzusehen.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Im Gegensatz zu den bisherigen Methoden der Auswertung mit Hilfe von Spiegelbildern konnten in dieser Arbeit die Krümmungsradien der verschiedenen Linsenzonen im optischen Schnitt direkt erfasst werden. Während es mit den Spiegelbildern nur gelang, Vorder- und -interfläche der Linse auszumessen, ist es mit der Spaltlampenmikroskopie und -fotografie möglich, auch die Zonen im Linseninneren darzustellen.

Mittels einer auch objektiv kontrollierbaren Methode gelang es, den optischen Schnitt durch das lebende menschliche Auge annähernd konstant zu halten, um für alle Aufnahmen gleiche Versuchsbedingungen zu erhalten.

Mit der zum Spaltlampenmikroskop gehörenden Kleinbildkamera wurden Fotografien vom optischen Schnittbild des Auges bei 0, 2, 4, 6 und 8 dptr angefertigt und deren Negative auf eine weiße Leinwand projiziert, wo die Krümmungsradien der einzelnen Linsenzonen mit Hilfe eines einfachen Rechenganges bestimmt wurden. Die so ermittelten Größen stellten jedoch, bedingt durch die Versuchsanordnung, noch keine tatsächlichen Werte dar.

Durch Umrechnung dieser scheinbaren Werte auf die tatsächlichen Verhältnisse mittels einer von Bauer angegebenen Korrektur ergab sich bei Akkommodation von 0 auf 8 dptr eine Wölbungsänderung der Linsenvorder- und Linsen hinterfläche von je etwa 30 %. Gleichzeitig wurde dabei eine Dickenzunahme der Linse von 0,8 mm ermittelt, wobei der vordere Linsenpol um 0,4 mm nach vorne und der hintere um 0,4 mm nach hinten wanderte.

Es scheint auch so zu sein, daß die weiter innen gelegenen Linsenzonen ihren Krümmungsradius bei Akkommodation prozentual um einen etwas kleineren Betrag verringern. Das konnte allerdings nicht unmittelbar bewiesen werden, da hierfür kein Modellversuch durchgeführt werden konnte.

Auf Grund der in dieser Arbeit vorgenommenen und durch den Versuch am Modell von Bauer bestätigten Untersuchungen und deren Ergebnisse erklärt allein die Wölbungsänderung der Linse bei Akkommodation ihre Brechkrafternöhung, auch ohne Zuhilfenahme des von Gullstrand angenommenen "inneren Akkommodationsmechanismus".

L i t e r a t u r

1. Adamük, E. und Woinow, M.: Zur Frage über die Accommodation der Presbyopen. In: Archiv für Ophthalmologie. Band 16. - Berlin: Peters 1870. p. 144 - 153.
2. Bauer, Heinrich: Inaugural - Dissertation: Die Aussagekraft von Messungen des Ortes und des Radius der brechenden Trennflächen des optischen Systems des Auges im Schnittbild der Spaltlampenphotographie. - Erlangen 1968.
3. Colenbrander, M. C.: On the Measurement of the Power of the Lens and the Accommodation. In: Ophthalmologica. Vol. 99. 1940. p. 402 - 411.
4. Fincham: in Mütze, Karl: Die Akkommodation des menschlichen Auges. - Berlin: Akademie-Verlag 1956.
5. Goldmann, Hans: Spaltlampenphotographie und -photometrie. In: Ophthalmologica (Basel) 98, 1940. p. 257 - 270.
6. Gullstrand, Allvar: in: Helmholtz, H. v.: Handbuch der physiologischen Optik. 3. Auflage, Band I. - Hamburg und Leipzig: Voss 1909. p. 259 - 353.
7. Gullstrand, A.: Nobelvortrag: Wie ich den intrakapsulären Akkommodationsmechanismus fand. In: Archiv für Augenheilkunde. Band LXXII. - Wiesbaden: Bergmann 1912. p. 169 - 190.
8. Helmholtz, H. v., Gullstrand, A., v. Kries, J., Nagel, W.: Handbuch der physiologischen Optik. 3. Auflage. Band I. - Hamburg und Leipzig: Voss 1909.
9. Hess, Carl: Die Refraktion und Akkommodation des menschlichen Auges und ihre Anomalien. In: Graefe - Saemisch: Handbuch der gesamten Augenheilkunde. 3. neubearbeitete Auflage. - Leipzig: Engelmann 1910. Kapitel XII.
10. Mandelstamm, Leopold und Schöler, Heinrich: Eine neue Methode zur Bestimmung der optischen Constanten des Auges. In: Albrecht von Graefes Archiv für Ophthalmologie. Band 18. - Berlin: Peters 1872. p. 155 - 185.
11. Meier, Elisabeth: Über den derzeitigen Stand des Wissens vom Wesen des Akkommodationsvorganges. In: Roper - Hall, M. J., Sautter, H., Streiff, E. B.: Fortschritte der Augenheilkunde. Vol. 18. - Basel, New York: S. Karger 1967. p. 204 - 244.
12. Mütze, Karl: Die Akkommodation des menschlichen Auges. - Berlin: Akademie-Verlag 1956.
13. Nicolai, C.: Der Mechanismus der Akkommodation. In: Monatsblätter für Augenheilkunde 94. 1935. p. 617 - 623.
14. Niesel, P.: Spaltlampenphotographie mit der Haag - Streit - Spaltlampe 900. In: Ophthalmologica 151. 1966. p. 489 - 504.

15. Schöber, Herbert: Ein Handoptometer für den klinischen Gebrauch. In: Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde. 132. Band. - Stuttgart: Enke 1958. p. 246 - 248.
16. Siebeck, Robert: Optik des menschlichen Auges. - Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1960.
17. Tscherning: in: Mütze, Karl: Die Akkommodation des menschlichen Auges. - Berlin: Akademie-Verlag 1956.
18. Vogt, Alfred: Lehrbuch und Atlas der Spaltlampenmikroskopie des lebenden Auges. Band II. Linse und Zonula. - Berlin: Springer 1931.

L e b e n s l a u f

Am 22. April 1941 wurde ich als einziges Kind des Tierarztes Dr. Walter Gattermann und seiner Ehefrau Elisabeth Gattermann, geborene Simm, in Schlag, Kreis Gablonz (Sudetenland), geboren.

Die Volksschule besuchte ich von September 1947 bis April 1950 in Ditzfurt, Kreis Quedlinburg, und von April 1950 bis Juli 1951 in Bamberg. Hier trat ich auch am 1. September 1951 in die Oberrealschule Bamberg über, wo ich im Juli 1960 das Abitur ablegte.

Von Oktober 1960 bis Juli 1962 leistete ich den verlängerten Grundwehrdienst bei der Marine ab, aus der ich als Leutnant zur See der Reserve entlassen wurde.

Im November 1962 begann ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg mit dem Medizinstudium, wo ich im Oktober 1963 das Vorphysikum und im August 1965 das Physikum ablegte.

Ich beendete mein Studium in Erlangen mit dem Medizinischen Staatsexamen vom 25. September 1968 bis zum 12. Februar 1969.



LUDWIG MÖLLER
BUCH- UND FOTODRUCK
ERLANGEN · FAHRSTR. 5